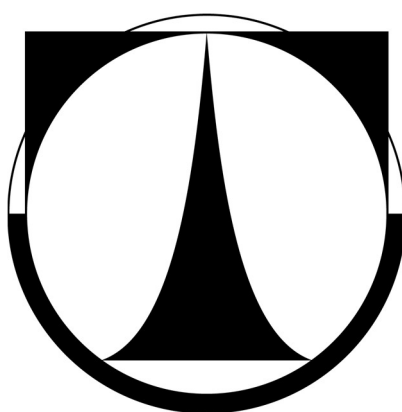


TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Ústav zdravotnických studií



BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2011

Jaroslav Procházka

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Ústav zdravotnických studií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

**Konstrukce přípravku pro měření biopotenciálů,
infračervený detektor srdečního tepu**

*Equipment construction for measuring biopotentials,
infrared detector of heartbeat*

2011

Jaroslav Procházka

Studijní program: B 3944 – Biomedicínská technika

Studijní obor: 3901R032 – Biomedicínská technika

Pracoviště: Ústav zdravotnických studií

Technická univerzita v Liberci

Studentská 2, 461 17 Liberec 1

Školitel: Ing. Jiří Jelínek, Ph.D.

Rozsah bakalářské práce:

Počet stran: 63
Počet obrázků: 31
Počet tabulek: 8

Rozsah příloh bakalářské práce:

Počet stran: 7
Počet obrázků: 6
Počet tabulek: 0

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Ústav zdravotnických studií

Akademický rok: 2009/2010

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Jaroslav PROCHÁZKA**

Osobní číslo: **Z08000008**

Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**

Studijní obor: **Biomedicínská technika**

Název tématu: **Konstrukce přípravku pro měření biopotenciálů -
Infračervený detektor srdečního tepu**

Zadávací katedra: **Ústav zdravotnických studií**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

1. Prostudujte problematiku měření biopotenciálů, konkrétně využití viditelného a infračerveného spektra pro detekci.
2. Navrhněte a realizujte přípravek pro detekci srdečního tepu.
3. Vyhotovte dílčí zprávu (prosinec 2010).
4. Otestujte přípravek a shrňte nabyté poznatky a zkušenosti.
5. Navrhněte program nového výukového semináře pro medicínské obory a pro technické obory studia na TUL a zpracujte zadání a vzorová řešení. 6. Vyhotovte závěrečnou zprávu (duben 2011).

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy:

50-70 stran

Forma zpracování bakalářské práce:

tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

VALEČKO, Zdeněk. Bioelektronika v amatérské praxi. 1. vyd. 1. díl, Sbírká jednoduchých zapojení pro vlastní pokusy. Praha: BEN - technická literatura, 2005. 223 s. ISBN 80-7300-122-5 (brož.).

ROZMAN, Jiří a kol. Elektronické přístroje v lékařství. Academia, Praha, 2006. 406 s. ISBN 80-200-1308-3

VOBECKÝ, Jan - ZÁHLAVA, Vít. Elektronika: součástky a obvody, principy a příklady. 2. rozš. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001. 188 s. ISBN 80-7169-884-9 (brož.).

HUSÁK, Miroslav, et al. Seznory v lékařství: Návod k laboratorním cvičením. Praha: ČVUT, 2008. 163 s. ISBN 978-80-01-03611-2

RIPKA, Pavel, et al. Sezory a převodníky. Praha: ČVUT, 2005. 135 s. ISBN 80-01-03123-3.

JELÍNEK, Jiří. Měření fyzikálních veličin. Liberec: Přednášky TUL, 2009

MALMIVUO, Jaakko - PLONSEY, Robert. Bioelectromagnetism, OXFORD UNIVERSITY PRESS, 1995. <http://www.bem.fi/book/>

Vedoucí bakalářské práce:

Ing. Jiří Jelínek, Ph.D.

Ústav řízení systémů a spolehlivosti

Datum zadání bakalářské práce:

30. dubna 2010

Termín odevzdání bakalářské práce:

30. dubna 2011

prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs

rektor

L.S.



doc. MUDr. Jaromír Mysliveček, Ph.D.

ředitel

V Liberci dne 30. listopadu 2010

Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci má právo na uzavření licenční smlouvy o užití mé práce a prohlašuji, že souhlasím s případným užitím mé bakalářské práce.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím bakalářské práce.

Datum: V Liberci dne 27. 4. 2011

Podpis:

Poděkování

Na těchto řádcích bych chtěl nejprve poděkovat Ing. Jiřímu Jelínkovi, Ph.D. za vedení práce, konzultace, rady a inspiraci při tvorbě této bakalářské práce a konstrukci měřicího přípravku.

Mé velké poděkování patří rodičům a celé rodině za nekonečnou podporu při studiích a za předané zkušenosti a schopnosti.

Dále bych rád poděkoval všem, kteří stáli za zrodem a akreditací oboru Biomedicínská technika na Technické univerzitě v Liberci, v takové podobě, ve které nyní funguje na Ústavu zdravotnických studií.

V neposlední řadě bych také rád poděkoval pivovarům Budějovický Budvar n. p. a Svijany a. s., za produkci kvalitních českých piv, které mi byly zdrojem energie, motivace a inspirace při vývoji, konstrukci a psaní této bakalářské práce.

Děkuji!

Anotace

Konstrukce přípravku pro měření biopotenciálů, infračervený detektor srdečního tepu

Podstatou této bakalářské práce je konstrukce měřícího přípravku, který využívá infračerveného světla pro detekci křivky srdečního tepu. Tento přípravek má sloužit jako učební pomůcka pro studenty TUL. Samotná práce se zaměřuje na prostudování problematiky biologických signálů a snímání srdečního tepu infračerveným světlem, vývoj elektrotechnického schématu a konstrukci samotného přípravku a snímacích čidel. Dále se práce věnuje ověření funkčnosti přípravku, popisuje práci s ním a závěrem se zabývá měřicí úlohou k přípravku.

Klíčová slova: měření, infračervený, srdeční tep, křivka, osciloskop

Annotation

Equipment construction for measuring biopotentials, infrared detector of heartbeat

The essence of this work is the construction of measurement, which uses infrared light to detect the heart rate curve. This product is intended as an educational tool for students of TUL. This thesis focuses on studying the problems of biological signals and heart rate sensing infrared light, development of electrical-technician diagram and construction of the sensors and the whole product. The work is also dedicated to verifying the functionality of the product describes working with it and finally deals with the measuring exercise.

Key words: measurement, infra-red, heartbeat, curve, oscilloscope

Obsah

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ	11
SEZNAM OBRÁZKŮ	12
SEZNAM TABULEK	13
ÚVOD	14
1 TEORIE SNÍMÁNÍ BIOSIGNÁLŮ	15
1.1 Biologické signály.....	15
1.1.1 Třídění biosignálů	15
1.1.2 Druhy biosignálů	16
1.2 Snímání srdečního tepu a oxygenace krve	17
1.2.1 Krev, kyslík a oxygenace krve	17
1.2.2 Oxymetrie a měření saturace	17
1.2.3 Detekce křivky srdečního tepu IR světlem	18
2 VÝVOJ PŘÍPRAVKU.....	19
2.1 Prvotní podnět.....	19
2.2 Vývoj schématu.....	20
2.2.1 Zesilovač s operačním zesilovačem.....	21
2.2.2 Zesilovač s bipolárním tranzistorem.....	21
2.2.3 Filtrace křivky srdečního tepu, imaginární zem	21
2.3 Vývoj snímacích čidel	22
2.3.1 Čidlo kolíčkové.....	23
2.3.2 Čidlo plastelínové	23
2.3.3 Využití profesionálního čidla	24
3 POPIS SCHÉMATU PŘÍPRAVKU A TECHNICKÁ DATA	26
3.1 Kompletní schéma IR detektoru	26
3.2 Popis funkce jednotlivých součástí a technická data.....	26
3.2.1 Rezistory.....	26
3.2.2 Potenciometry.....	27
3.2.3 Kondenzátory.....	27
3.2.4 Diody.....	27

3.2.5	Integrovaný obvod L7805CV	29
3.2.6	Prvky měřících čidel	29
3.2.7	Tranzistory.....	31
3.3	Cíle a fakta schématu	32
4	KONSTRUKCE PŘÍPRAVKU	33
4.1	Plošný spoj.....	33
4.1.1	Návrh plošného spoje.....	33
4.1.2	Výroba plošného spoje.....	33
4.2	Krabice IR detektoru a kompletace zařízení.....	35
4.2.1	Příprava krabice	35
4.2.2	Finalizace IR detektoru	37
4.3	Snímací čidla.....	39
4.3.1	Použitý materiál pro výrobu čidel.....	39
4.3.2	Výroba samotného čidla.....	39
4.3.3	Zapojení žil kabelu a konektoru	41
4.3.4	Konečné provedení čidel.....	42
5	OVĚŘENÍ FUNKČNOSTI	44
5.1	Funkce IR detektoru	44
5.1.2	Zkoušky plošných a drátových spojů.....	44
5.1.3	První zapnutí a první test.....	44
5.1.4	Zkouška odolnosti proti běžným a nahodilým chybám.....	45
5.1.5	První zkoušky práce s osciloskopem	45
5.2	Funkce snímacích čidel	47
6	PRÁCE S PŘÍPRAVKEM A MĚŘÍCÍ ÚLOHA	48
6.1	Příprava IR detektoru	48
6.1.1	Připojení k napájení	48
6.1.2	Připojení k zařízení pro detekci křivky srdečního tepu.....	48
6.1.3	Připojení a příprava snímacího čidla.....	49
6.2	Měření IR detektorem	49
6.2.1	Nastavení pracovního bodu IR detektoru.....	49
6.2.2	Význam regulace imaginární země.....	50
6.2.3	Doporučený postup měření s osciloskopem.....	50

6.3	Popis měřicí úlohy.....	51
6.3.1	Účel měřicí úlohy.....	51
6.3.2	Obsah měřicí úlohy	51
6.3.3	Měření srdeční frekvence	52
6.3.4	Měření amplitudy.....	53
6.3.5	Možné shrnutí a závěry	53
ZÁVĚR		54
POUŽITÁ LITERATURA		55
PŘÍLOHY BAKALÁŘSKÉ PRÁCE		56
A.1	Titulní stránka měřicího protokolu	57
A.2	První stránka měřicího protokolu	58
A.3	Druhá stránka měřicího protokolu	59
A.4	Třetí stránka měřicího protokolu	60
B.1	Vzor vypracované druhé stránky měřicího protokolu	61
B.2	Vzor vypracované třetí stránky měřicího protokolu	62
C	Příloha v elektronické formě – CD-ROM.....	63
	Seznam příloh v elektronické formě.....	63

Seznam použitých zkratek a symbolů

IR	Infračervený
LED	Light-Emitting Diode – dioda emitující světlo
IR-LED	Infračervená LED
BNC	Bayonet Neill-Concelman, typ konektoru
Resp.	Respektive
Atd.	A tak dále
Např.	Například
Tj.	To jest
V, mV	Volt, milivolt – jednotka elektrického napětí
A, mA, μ A	Ampér, miliampér, mikroampér – jednotka elektrického proudu
F, nF	Farad, nanofarad – jednotka elektrické kapacity
Ω	Ohm – jednotka elektrického odporu
Hz	Hertz – jednotka kmitočtu
W	Watt – jednotka výkonu
ppm/K	Teplotní koeficient
cd	Kandela – jednotka svítivosti
$^{\circ}$ C	Stupeň Celsiův – jednotka teploty
V/div	Počet volt na dílek – jednotka zobrazení osciloskopů
ms/div	Časová konstanta na dílek – jednotka zobrazení osciloskopů
m, mm	Metr, milimetr – jednotka délky

Seznam obrázků

Obrázek 1: Prvotní schéma IR detektoru.....	19
Obrázek 2: Vývoj na nepájivém poli.....	20
Obrázek 3: Vývoj čidel na nepájivém poli	22
Obrázek 4: Vývoj čidla pomocí plastelíny	23
Obrázek 5: Uspořádání profesionálního čidla	24
Obrázek 6: Zprovoznění profesionálního čidla.....	25
Obrázek 7: Nahrazení prvků profesionálního čidla vlastními	25
Obrázek 8: Kompletní schéma IR detektoru.....	26
Obrázek 9: Návrh tištěného spoje	33
Obrázek 10: Překreslení tištěného spoje.....	34
Obrázek 11: konečný plošný spoj po vyleptání	34
Obrázek 12: Plastová montážní krabice pro IR detektor	35
Obrázek 13: Zjednodušené schéma IR detektoru	35
Obrázek 14: Postup výroby montážní krabice 1	36
Obrázek 15: Postup výroby montážní krabice 2	37
Obrázek 16: Postup výroby montážní krabice 3	38
Obrázek 17: Konečný výsledek konstrukce IR detektoru	38
Obrázek 18: Základ pro výrobu čidla.....	40
Obrázek 19: Připájení a zatavení kabelu čidla.....	40
Obrázek 20: Přilepení pásky se suchým zipem k čidlu	40
Obrázek 21: Telefonní konektor RJ-11 a jeho zapojení	41
Obrázek 22: Zapojení jednotlivých žil kabelu na prvky čidla	41
Obrázek 23: Provedení vybraných snímacích čidel	42
Obrázek 24: Použití snímacích čidel v praxi	43
Obrázek 25: Zapnutý IR detektor s čidlem.....	44
Obrázek 26: Zkoušky IR detektoru v laboratoři	46
Obrázek 27: Zarušená křivka srdečního tepu	46
Obrázek 28: Křivka srdečního tepu po filtraci.....	47
Obrázek 29: Nadetekovaná křivka srdečního tepu.....	51
Obrázek 30: Měření srdeční frekvence osciloskopem	52
Obrázek 31: Měření amplitudy osciloskopem	53

Seznam tabulek

Tabulka 1: Technické parametry C1	27
Tabulka 2: Technické parametry diody 1N4007.....	28
Tabulka 3: Technické parametry LED diody L-53SRC-DW	28
Tabulka 4: Technické parametry IO L7805CV	29
Tabulka 5: Technické parametry IR-LED L-53F3BT a L-53F3C.....	30
Tabulka 6: Technické parametry fototranzistorů L-53P3B a L-53P3C	30
Tabulka 7: Technické parametry tranzistoru 2N2222.....	31
Tabulka 8: Technické parametry tranzistoru BC550C.....	32

Úvod

IR detektor srdečního tepu je zařízení sloužící k snímání optických biosignálů, konkrétně křivky srdečního tepu a její zobrazení pomocí paměťového osciloskopu. Využívá velmi podobného principu jako pulzní oxymetrie. Na rozdíl od pulzní oxymetrie se liší tím, že využívá pouze okem neviditelného IR světla. Pulzní oxymetrie využívá navíc i viditelné spektrum jasně červeného světla a navíc zobrazuje i oxygenaci krve – nasycení červených krvinek resp. hemoglobinu kyslíkem.

Snímání probíhá za pomoci obyčejné IR-LED diody a příslušného IR fototranzistoru na shodné vlnové délce. Při konstrukci finálního přípravku bylo zásadním cílem využití pouze diskrétních elektrotechnických součástek, názornost a jednoduchost schématu přípravku.

Základním principem snímání je prosvícení IR světlem části tkáně člověka, zhruba 5 – 10mm tloušťky. Nejvhodnější je břicho posledního článku prstu, kde se nachází hustá síť cévních kapilár. Světlo procházející tkání je zachyceno IR fototranzistorem, který zachytí určité množství světla podle množství aktuálně protékající krve měřeným místem. Se stahem srdečních komor proteče tkání tlaková vlna krve, která odrazí více světla mimo fototranzistor, který pokles intenzity zaznamená, jelikož červené krvinky svojí fyzickou a fyziologickou skladbou fungují pro IR světlo jako zrcadlo. Po zesílení je výsledným signálem křivka srdečního tepu, kterou můžeme zobrazit pomocí paměťového osciloskopu. Totožnou křivku zobrazují např. patientské monitory, které jsou využívány běžně ve všech nemocnicích.

Výsledný IR detektor a příslušná měřicí úloha má pomoci budoucím studentům přiblížit princip funkce snímání tepu, resp. pulzního oxymetru, jednoduchost snímání, komplikovanost vyhodnocení, vliv externích vlivů na měření atd. Zároveň si důkladně procvičí práci a měření s osciloskopem, jelikož jej využijí k nasnímání tepové křivky a provedou změření např. její amplitudy a tepové frekvence. Při měření si navíc vše vyzkouší s více snímacími čidly.

1 Teorie snímání biosignálů

Tato kapitola se zabývá teorií biosignálů, zaměřuje se na jejich rozřazení a druhy. Zaměřuje se na problematiku snímání optických biosignálů. Popisuje snímání srdečního tepu a měření obsahu kyslíku v krvi.

1.1 Biologické signály

Biologické signály jsou signály, které ve zdravotnictví a biologii slouží k přenášení informací a vyjádření stavu monitorovaného (lidského) organismu. Takto získané biosignály můžeme využít k monitorovacím, diagnostickým a lékařským účelům. Jejich získávání není jednoduché, jelikož podléhají degradaci např. šumem a různým rušením. Je tak třeba jejich odpovídajícího zpracování, především filtrace, zesílení a transformace.

Detekce a zpracování biologických signálů je velmi obtížné z důvodů komplikovanosti biologického systému člověka. Navíc ve většině případů je nutnost přímého snímání. Proto máme dnes možnosti využití mnoha různých metod a algoritmů pro mnoho typů biologických signálů, které se nachází v různých časových a frekvenčních oblastech [13].

1.1.1 Třídění biosignálů

Signály biologického původu můžeme stejně jako signály obecné rozdělit na spojité a diskrétní. Spojité signály jsou spojité v čase a dají se popsat spojitými funkcemi, jelikož jsou spojité i v prostoru nebo čase. Diskrétní signály spojité nejsou, vyznačují se nespojitostí v hodnotě (kvantované signály) nebo v čase (vzorkované signály). Typickým zástupcem je digitální signál. Signály biologické jsou zpravidla signály spojitými. Pro digitalizaci biologických signálů je třeba jejich digitalizace, která je dána vzorkováním a kvantováním.

Z obecného hlediska se signály také rozdělují na deterministické a náhodné (stochastické). Deterministické mohou být plně popsány matematickými funkcemi nebo grafickým popisem, např. tvar křivky EKG. Náhodné signály nelze plně popsat matematickými funkcemi, proto se popisují funkcemi pravděpodobnostními a statistickými. Tyto signály se dále dělí na stacionární a nestacionární, podle toho, zda se jejich frekvenční spektrum mění v čase či nikoliv. Typickým představitelem mohou být spánkové signály EEG [2].

Signály biologického původu můžeme roztřídit podle mnoha faktorů. Pokud bychom je chtěli rozdělit pouze do tří základních skupin, mohlo by se tak učinit takto:

- *Zdroj či fyzikální podstata signálů* – respektující základní fyzikální podstatu signálů.
- *Obor lékařského využití* – signály jsou přizpůsobovány pro léčebné, diagnostické a monitorovací účely.
- *Povaha a typ signálu* – hlavní podstatou je jeho zpracování, nikoliv jeho původ.

1.1.2 Druhy biosignálů

Na základě geneze se dají biologické signály rozdělit na určité typy:

- **Elektrické biosignály:** Mají podstatu v elektrochemických dějích v intra a extracelulárním prostředí. Jejich základem je šíření akčního potenciálu, který buňky vygenerují při podráždění, které přesáhne prahovou hodnotu.
- **Impedanční biosignály:** Impedanční vlastnosti tkáně mohou vypovídat např. o její struktuře, perfuzi a objemu krve. Jedná se o aplikaci střídavého elektrického proudu a jeho měření dalšími elektrodami.
- **Magnetické biosignály:** Některé orgány mohou generovat magnetické pole, které je ale svoji intenzitou pod hodnotou pole geomagnetického, jejich měření je tak velmi obtížné.
- **Akustické biosignály:** Měření dějů, které doprovází specifický zvuk.
- **Chemické biosignály:** Jsou výsledky různých chemických dějů, např. pH, koncentrační gradient různých látek atd.
- **Mechanické biosignály:** Mají původ v mechanických funkcích a pohybu organismu.
- **Optické biosignály:** Existuje více metod jejich detekce. Měření křivky tepu a saturace krve kyslíkem se měří přímým nebo obraženým světlem při průchodu tkání. Dalším typem optického vyhodnocování může být diluční technika, tj. aplikace látky do krevního řečiště.
- **Tepelné biosignály:** Různé typy a techniky snímání tělesné teploty.
- **Radiologické biosignály:** Detekce vzájemného působení ionizujícího záření s biologickými tkáněmi.
- **Ultrazvukové biosignály:** Každý typ tkáně má jiné akustické vlastnosti. Měří se odlišné reakce tkání na ultrazvukové vlnění.

1.2 Snímání srdečního tepu a oxygenace krve

1.2.1 Krev, kyslík a oxygenace krve

Smyslem zjišťování míry oxygenace krve je zhodnocování respiračních a cirkulačních poměrů v organismu. Kyslík je v organismu distribuován pomocí krve, ve které se z větší části – až z 98 % váže na erytrocyty, konkrétně na železo, které je součástí hemoglobinu. Zbývá 2 % kyslíku jsou rozpuštěna v krevní plazmě. Jsou tak k dispozici dvě různé metody měření oxygenace krve:

1. Snímání parciálního tlaku kyslíku v krvi
2. Naměření saturace kyslíku (resp. relativního obsahu oxyhemoglobinu) v krvi oxymetrickou metodou

1.2.2 Oxymetrie a měření saturace

Postupy pro zjištění obsahu kyslíku v krvi jsou nazývány oxymetrie, tyto postupy využívají principu pohlcení světla krví. Krev, která je plně okysličená, má jasně červenou barvu. S ubývajícím množstvím kyslíku v krvi má krev tendence zbarvovat se do modra.

Ke zjištění saturace krve bylo vyvinuto několik různých metod jak v laboratorních podmínkách, tak přímo v organismu (in vitro, in vivo). Saturaci je možné změřit v arteriální i venózní krvi.

Neinvazivní měření saturace umožňuje pulzní oxymetr, jehož snímání je založeno na páru dvou LED diod, každá z nich na jiné vlnové délce. Na první vlnové délce asi 660 nm, tedy jasně červená viditelná barva se měří velký rozdíl absorpce světla na hemoglobinu a oxyhemoglobinu. Druhá vlnová délka je okolo 960 nm, lidským okem neviditelné IR světlo, které nepodléhá závislosti na oxygenaci krve. Tyto dva prvky jsou zpravidla zapouzdřeny v klipsu na prst nebo ušní boltec. Obě LED jsou buzeny sekvenčně, a synchronně je vyhodnocováno přijaté světlo, resp. signál na fotodetektoru. O pulzní oxymetrii se tak dá prohlásit, že jejím principem je fotopletysmografická metoda.

Takto získané informace v signálu vypovídají o změnách a pohybu krve v arteriálním řečišti při srdečních kontrakcích. Amplituda signálu závisí na objemu krve vypuzené do řečiště a množstvím, které proteče měřeným místem. Signál zpracovávají složité algoritmy, které vyhodnocují různé části, na každé vlnové délce zvlášť střídavě a

stejnosemné složky signálu. Z IR složky snímání je ještě možné zobrazit křivku srdečního tepu, která zobrazuje průběh průtoku krve řečištěm [2].

1.2.3 Detekce křivky srdečního tepu IR světlem

Jedná se o podobný princip jako u pulzní oxymetrie, jen s tím rozdílem, že se nepoužívá k detekci jasné a lidským okem viditelné červené světlo. Využívá se pouze IR světla, které není citlivé na obsah kyslíku v krvi, ale pouze reaguje na krev protékající krevním řečištěm. Výsledkem tak je pouze samotná spojitá křivka srdečního tepu.

Lidská kůže a krev se pro IR světlo chová jako odrazová vrstva a díky husté síti krevních kapilár umožňují tyto odrazivé faktory citlivému fotopravku zaznamenat změny v proudění krve, které jsou dané srdečním výdejem. Světelné rozdíly zachycené fotopravkem jsou minimální, proto je nezbytné kvalitní zesílení.

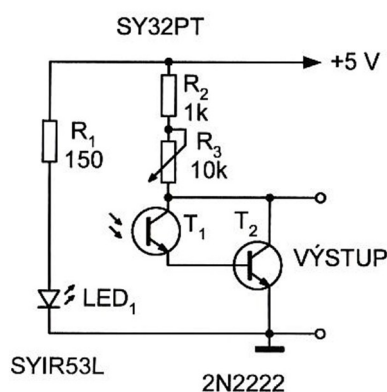
Na křivku srdečního tepu snímanou IR světlem v praxi můžeme běžně narazit na prakticky všech patientských monitorech, kde zobrazení této křivky slouží jako doplněk k zobrazení saturaci krve a vypovídá tak o okamžitém průtoku krve periferiemi.

2 Vývoj přípravku

Tato kapitola je věnována postupnému vývoji elektrotechnického schématu, celého přípravku a snímacích čidel. Výběru vhodných součástek, ze kterých se později vyhotovil finální přípravek. Ukazuje různé pokusy s různým provedením přípravku a snímacích čidel.

2.1 Prvotní podnět

První podnět k výběru konstrukce a vývoje IR detektoru mi byl dán na doporučení vedoucího práce Ing. Jiřího Jelínka, Ph.D. knihou Bioelektronika [1]. V této knize se nachází nespočet zajímavých schémat pro měření různých biologických signálů člověka. Mezi nimi se nacházelo i schéma na obrázku č. 1.



Obrázek 1: Prvotní schéma IR detektoru [1]

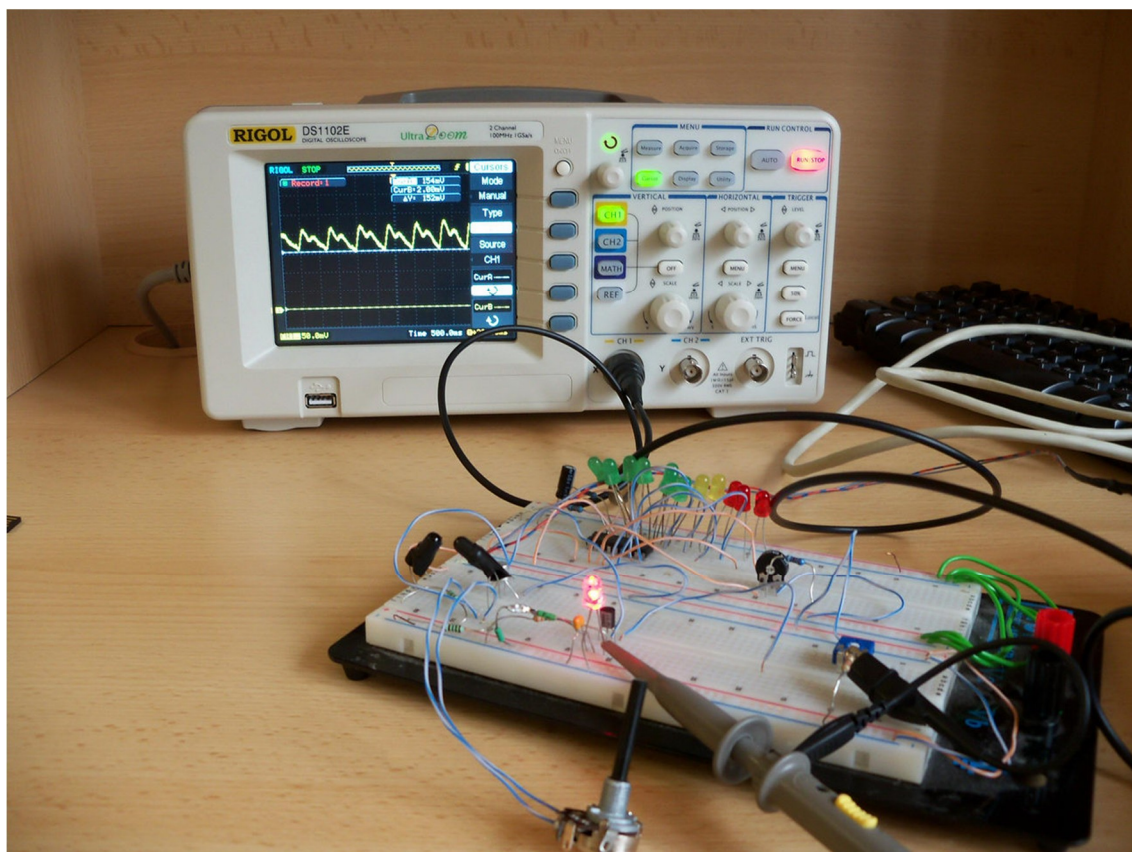
Na základě tohoto schématu tak začaly první pokusy o sestavení IR detektoru. Prvotní schéma bylo ovšem sestaveno s drobnými odlišnostmi. LED dioda a IR tranzistor uveden ve schématu nebyly k sehnání v České republice a ani na zahraničních internetových stránkách. Tyto prvky tak byly nahrazeny jinými podobnými nebo ekvivalentními, běžně dostupnými na území České republiky.

Po sestavení schématu na nepájivém poli a mnoha pokusů s provedením detekce tepu na prstu se nakonec schéma ukázalo jako funkční. Ale detekce pomocí osciloskopu byla velmi obtížná z důvodu velmi malých amplitud, které dosahovaly řádů pouze jednotek mV, velmi vysoké a nestabilní stejnosměrné složky, která se pohybovala v rozmezí 1,5 – 2,5 V. Nevhodné byly i podmínky na úrovni samotné detekce tepu z prstu snímacími prvky. Nakonec i takové výsledky se ukázaly jako dostatečné pro

odsouhlasení zadání této bakalářské práce. Základní rozvržení tohoto schématu se s drobnými úpravami dochovalo až do finální podoby IR detektoru.

2.2 Vývoj schématu

Na nepájivém poli pokračoval vývoj do poslední chvíle. Nejprve bylo třeba zdokonalit a přizpůsobit obvod a sestavit vhodný zesilovač, který by původní signál zesílil. Vývoj byl prováděn nejen na základě odborné literatury a rad odborníků, ale hlavně za pomoci vlastních získaných elektrotechnických zkušeností, testy a lidovou metodou pokus, omyl. Veškeré poznatky byly postupně zkoumány v domácích podmínkách pomocí multimetrů a jiných orientačních metod v laboratorních podmínkách pomocí digitálního paměťového osciloskopu (Obrázek 2).



Obrázek 2: Vývoj na nepájivém poli

Postupně bylo experimentováno se všemi částmi obvodu, hledaly se vhodnější součástky a hlavním cílem bylo sestavit zesilovač. Zkoušely se tak různé metody zesílení signálů, především zesilovače s bipolárním tranzistorem a operačním zesilovačem.

2.2.1 Zesilovač s operačním zesilovačem

Sestavení neinvertujícího zesilovače se zápornou zpětnou vazbou a zvolení jeho vhodných parametrů se neukázalo jako vhodná volba. Vysoká a nestabilní stejnosměrná složka měla za následek, že výstupní signál se často dostával do hodnot dolní a horní saturace [11].

Řešením tak bylo využití potenciometrů v obvodu zesilovače, kterými by se řídilo zesílení. Pro tuto úpravu by bylo nutné vyvedení ovládání alespoň jednoho potenciometru na povrch konečného přípravku a práce s ním by tak byla velmi obtížná.

Dále by také bylo třeba zajistit napájení se záporným napětím, což by mělo za následek potřebu dvou napájecích zdrojů, nebo použít napájení s imaginární zemí s děličem napětí. Toto zapojení by přineslo ještě vyšší stejnosměrnou složku signálu, kterou by bylo třeba odfiltrovat, což by ale způsobilo útlum signálu.

Proto bylo nakonec od operačních zesilovačů upuštěno.

2.2.2 Zesilovač s bipolárním tranzistorem

Zesilování pomocí bipolárního tranzistoru se ukázalo jako nejvhodnější a nejuniverzálnější pro všechny možné podmínky. Vzhledem k jednoduchosti tohoto aktivního prvku byl tak velmi vhodný pro splnění cíle: co největší jednoduchosti schématu.

Díky jednoduchému nastavení pracovních podmínek se podařilo zredukovat stejnosměrnou složku signálu srdečního tepu na 1,0 – 1,5 V.

2.2.3 Filtrace křivky srdečního tepu, imaginární zem

Vzhledem k vysoké stejnosměrné složce výsledného signálu byly prováděny nejprve pokusy o její alespoň částečné vyfiltrování.

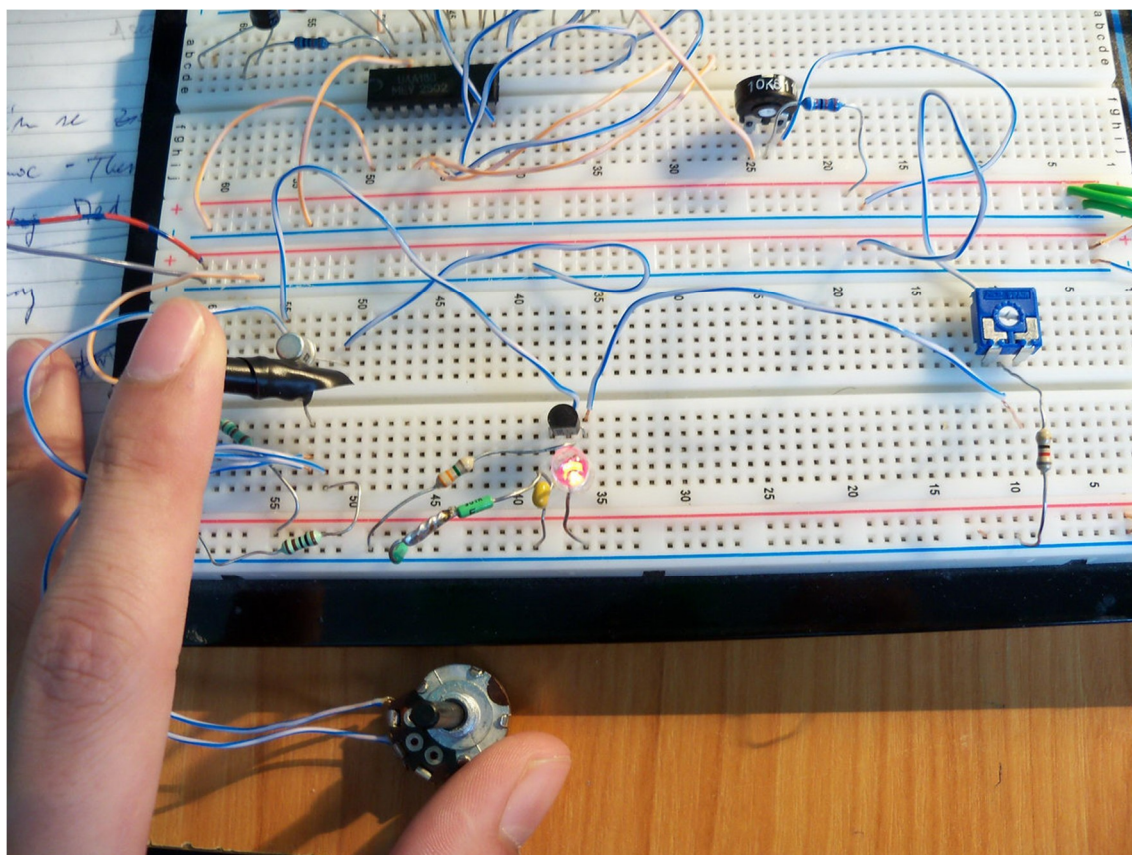
Pokusy o vytvoření aktivní i pasivní horní propusti od 0,5 Hz vedly sice k alespoň částečnému odfiltrování stejnosměrné složky, ale původní signál byl značně utlumen nebo dokonce jeho tvar deformován. Jeho opětovné zesílení přineslo opětovný návrat stejnosměrné složky.

Nakonec byl proti výstupu signálu postaven uživatelsky regulovatelný napěťový dělič v rozsahu 0,5 – 3 V, který slouží jako imaginární zem a proti kterému je signál měřen. Toto řešení má za důsledek, že signál na osciloskopu může být zobrazen tak, že se zdá být umístěn v oblasti okolo 0 V. Pokud je třeba, je možno okamžitě regulovat

úroveň napětí na napěťovém děliči a tím virtuálně měnit stejnosměrnou složku křivky srdečního tepu a její polohu zobrazenou na osciloskopu.

2.3 Vývoj snímacích čidel

Snímací prvky tj. IR-LED dioda a fototranzistor byly také nejprve umístěny na nepájivém poli, kde byly různě směřovány. Zkoušky funkčnosti a odladování probíhaly různým polohováním a natáčením těchto prvků. Měřený prst se na ně pouze volně přikládal a potřebný tlak pro snímání se musel udržovat vůli, tento postup nebyl jednoduchý a vyžadoval zručnost a cvik (Obrázek 3).



Obrázek 3: Vývoj čidel na nepájivém poli

Během vývoje bylo zjištěno, že skrz pouzdro snímacích prvků pronikalo světlo denní i interiérové, které také obsahuje IR složku a výrazně tak ovlivňovalo měření. Proto bylo třeba strany pouzder zakrýt a všechno světlo směřovat na kopuli pouzdra, která vždy celým povrchem přiléhala pouze na kůži měřeného prstu.

Dále bylo třeba vymyslet provedení čidla tak, aby prvky v něm byly pevně upevněny v poloze vhodné ke snímání a aby stabilně drželo na prstě.

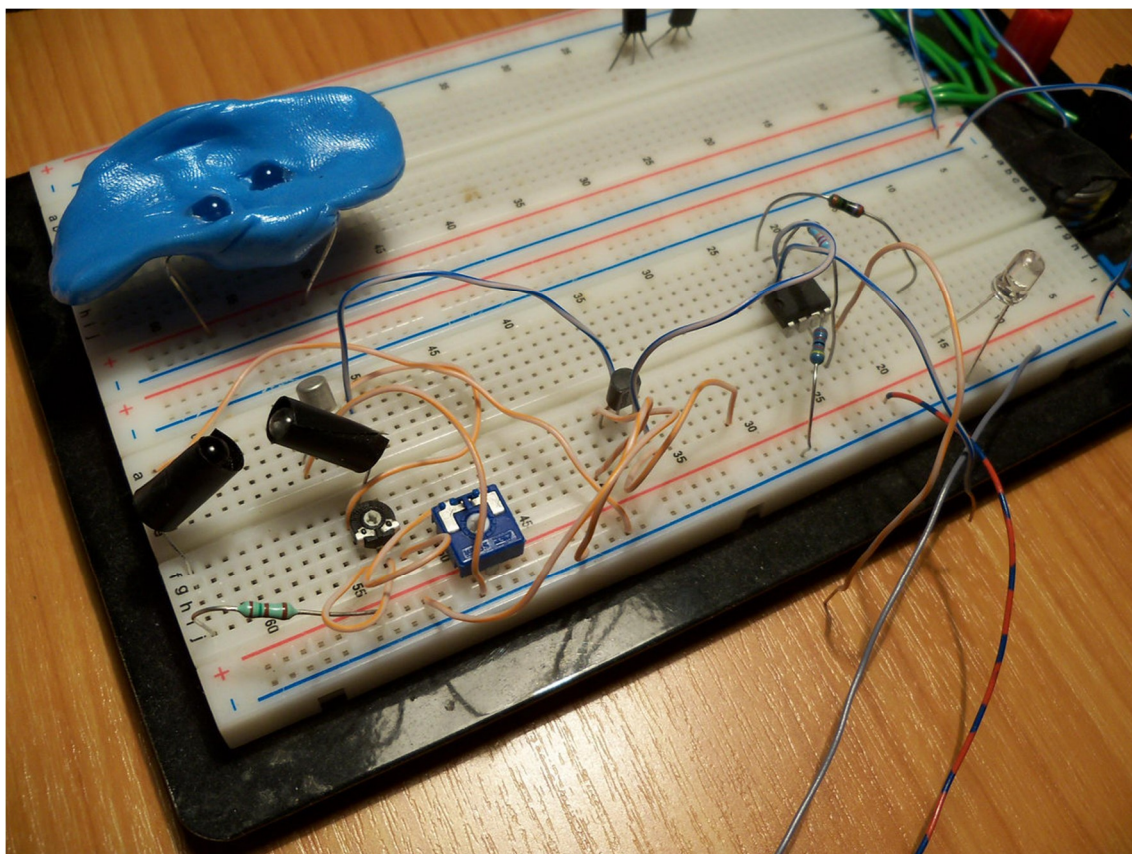
2.3.1 Čidlo kolíčkové

Čidla běžných oxymetrů mají často tvar kolíčku či klipsu, který se nasadí na konec prstu. Pokusil jsem se tak napodobit tuto technologii tak, že do kolíčku na prádlo byly vyvrtány dvě díry a do nich byly vsazeny prvky čidla.

Tlak, který byl vyvíjen pružinou kolíčku, byl natolik vysoký, že měřeným místem nemohla volně protékat krev. A po úpravě síly pružiny kolíček nedržel spolehlivě na prstě. Měření tak byla nespolehlivá a zdlouhavá. Navíc, samotné provedení a možnosti upevnění vodičů ke snímacím prvkům nemohlo být provedeno natolik kvalitně, aby celé čidlo mělo dlouhou životnost. Proto nakonec tato konstrukce byla zavrhnuta.

2.3.2 Čidlo plastelínové

Využití tvárné plastelíny, do které se daly prvky čidla spolehlivě schovat, se ukázala jako nejlepší volba. Díky možnostem neomezeného tvarování se z plastelíny se dalo vytvarovat i lůžko pod prst, kterým se dal prst podepřít (Obrázek 4).



Obrázek 4: Vývoj čidla pomocí plastelíny

Pokusy s plastelínou byly pouze vývojové pokusy. Pro finální čidla bylo třeba najít materiál, který po vytvarování dokáže zatuhnout natolik, aby celé čidlo drželo pevně

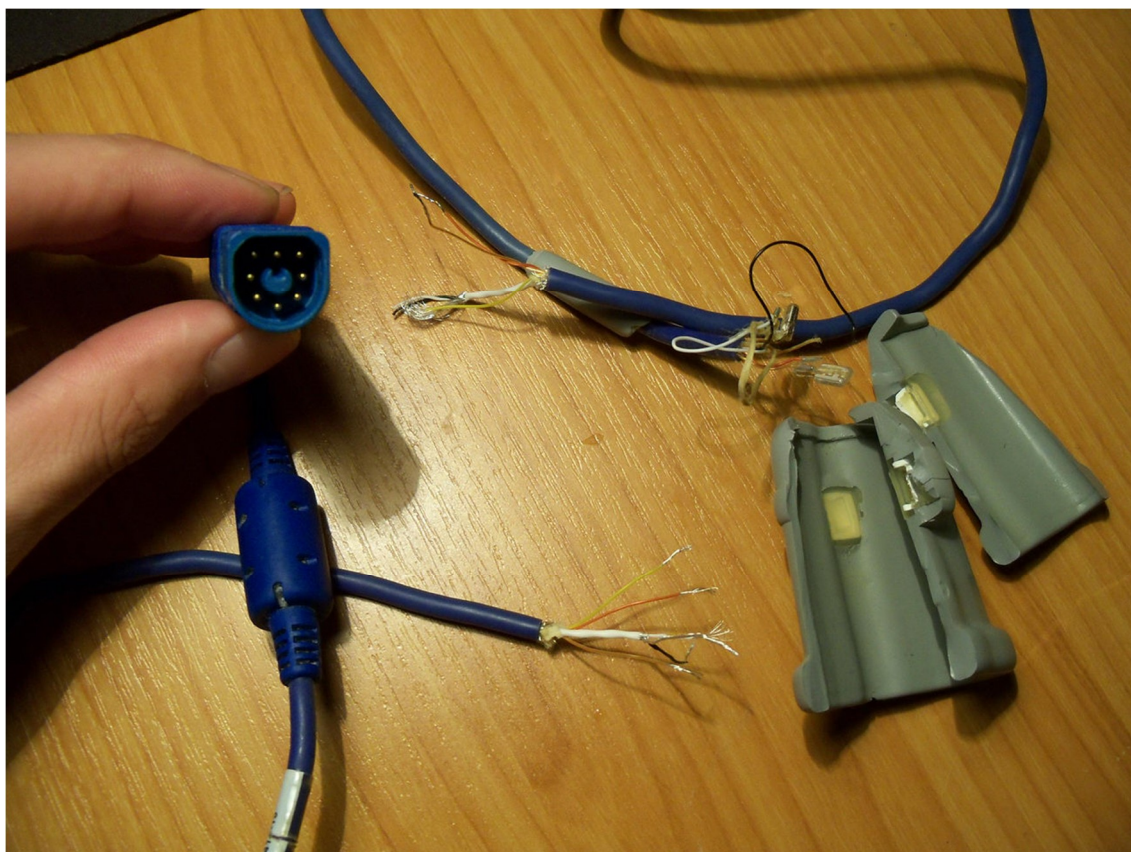
svůj tvar. Tvrdost materiálu nehrála příliš důležitou roli, materiál mohl být měkký jako silikon nebo tvrdý jako dřevo.

Posledním problémem bylo pouze provedení pevného připevnění samotného čidla k prstu.

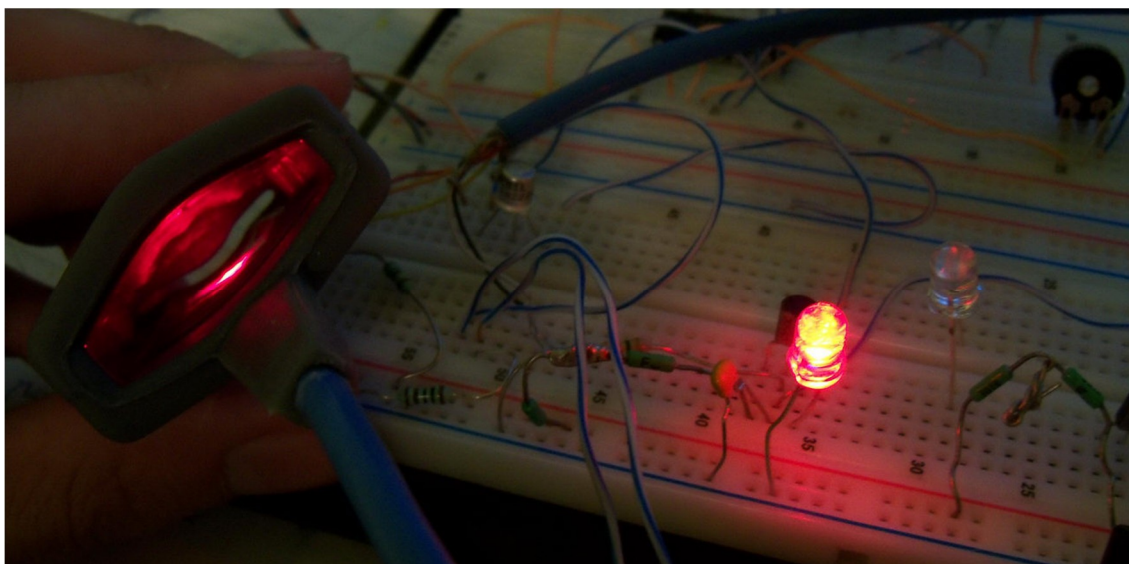
2.3.3 Využití profesionálního čidla

Připojení a využití profesionálního čidla, které se běžně používá v lékařském prostředí, by bylo zajímavým provedením a zpestřením celé úlohy. Experimentovalo se tak se zprovozněním profesionálních čidel od patientských monitorů Philips Intellivue. Šlo o funkční, ale vyřazená čidla z nemocnic, které byly staženy z provozu kvůli drobným povrchovým vadám.

Nejprve bylo třeba zjistit uspořádání a zapojení vodičů v konektoru a všech vnitřních prvků čidla (Obrázek 5). Po té bylo čidlo zapojeno do obvodu, LED prvky čidla se rozsvítily, ale na snímacím fotoprvcu nebyly nikdy naměřeny žádné změny (Obrázek 6). Celý experiment tak byl nakonec bez výsledku ukončen.



Obrázek 5: Uspořádání profesionálního čidla



Obrázek 6: Zprovoznění profesionálního čidla

Další pokusy vedly k využití pouze gumové násady na prst z profesionálního čidla. Z těchto čidel byly opatrně vyjmuty originální prvky a nahrazeny mými vlastními. Vše pak bylo zalepeno a dotvarováno silikonem (Obrázek 7).



Obrázek 7: Nahrazení prvků profesionálního čidla vlastními

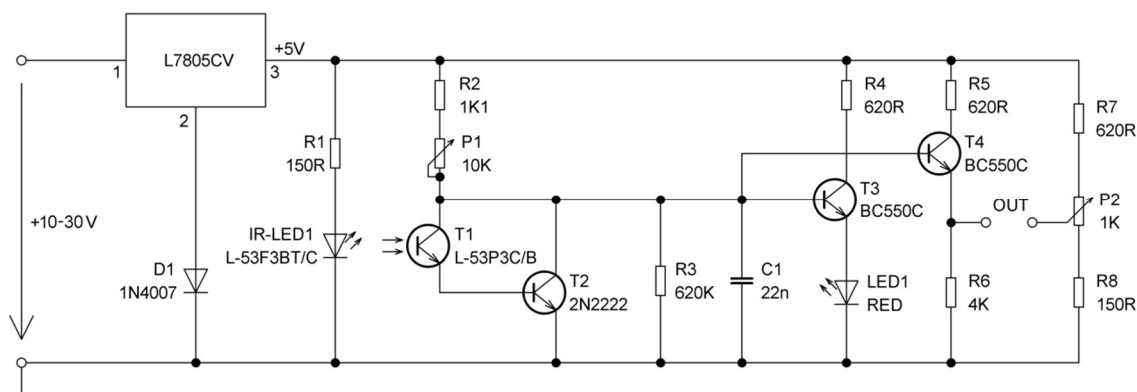
Bohužel i toho provedení se nakonec neukázalo jako úspěšné a funkční. IR-LED dioda nedokázala dostatečně prosvítit ani nejmenší prsty, i přesto, že výkon diody byl zvýšen téměř dvakrát.

3 Popis schématu přípravku a technická data

Třetí kapitola podrobně ukazuje a popisuje elektrotechnické schéma a jednotlivé součástky IR detektoru a jejich využití. Zaměřuje se i na základní technická data jednotlivých elektronických součástek.

3.1 Kompletní schéma IR detektoru

Kompletní schéma IR detektoru (Obrázek 8). Jde o finální schéma, které bylo použito pro výrobu tištěného spoje.



Obrázek 8: Kompletní schéma IR detektoru

Nutno podotknout, že součástky IR-LED1 a T1 se nachází mimo samotný detektor a jeho tištěný spoj, jelikož se jedná o součástky, které jsou součástí snímacího čidla.

3.2 Popis funkce jednotlivých součástek a technická data

3.2.1 Rezistory

Rezistor R1 o hodnotě 150 Ω slouží k nastavení protékajícího konstantního proudu IR-LED1, jeho hodnota tak je stanovena na 33 mA.

R2 s hodnotou 1,1 k Ω , je ochrana proti nadproudu pro soustavu tranzistorů T1 a T2. Společně s P1 tvoří hodnotu odporu, která určuje pracovní body všech tranzistorů.

R3 je 620k Ω , je součástí konečného tranzistorového zesilovače, slouží jako vybíjecí odpor pro T3 a T4.

R4 a R5 s 620 Ω , slouží tranzistorovým zesilovačům T3 a T4 jako omezení maximálního proudu, který se za tranzistory vybíjí do zátěže. Za tranzistorem T4 je jako zátěž pro vybití signálu zvolen rezistor R4 se 4 k Ω , z důvodu jeho lineárního průběhu.

R7 a R8 s hodnotami $650\ \Omega$ a $150\ \Omega$ jsou společně součástí napěťového děliče, jehož hodnota napětí se reguluje pomocí P2.

Všechny rezistory jsou základní a běžně dostupné typy. Jde o uhlíkové nebo metalizované, s tolerancí do 5 %, příkonem do 0,5 W a teplotním koeficientem 100 ppm/K [8, 9].

3.2.2 Potenciometry

Potenciometr P1 a hodnotou $10\ \text{k}\Omega$, slouží uživateli k regulaci pracovního bodu soustavy tranzistorů.

P2 s $1\ \text{k}\Omega$, je součástí napěťového děliče a uživatelem může být regulována hodnota na výstupu napěťového děliče v rozmezí 0,5 – 3 V. Tato možnost je nezbytnou k posuvu stejnosměrné složky a polohy křivky srdečního tepu na osciloskopu.

3.2.3 Kondenzátory

Malý kondenzátor C1 s kapacitou 22 nF, je součást konečných zesilovačů a má za úkol zlepšení vlastností signálu a jeho lepší zesílení tím, že odfiltruje nežádoucí složky signálů.

Technické parametry použitého kondenzátoru jsou vypsány v tabulce 1 [9].

Tabulka 1: Technické parametry C1

Parametr	Hodnota	Jednotka
Kapacita C:	22	[nF]
Napětí U:	50	[V]
Tolerance:	10	[%]
Pouzdro rozměry (průměr):	4,3	[mm]
Rozteč vývodů RM:	5,08	[mm]
Materiál:	X7R (keramika)	[-]

3.2.4 Diody

Dioda D1 1N4007 (Tabulka 2) je klasickou, obyčejnou křemíkovou diodou [8], která slouží jako ochrana proti přepólování pro obvod L7805CV.

Zároveň D1 zvyšuje v obvodu výstupní napětí stabilizátoru o přibližně 0,5 V. Tento fakt nemá na funkci IR detektoru žádný vliv.

Tabulka 2: Technické parametry diody 1N4007

Parametr	Hodnota	Jednotka
Proud ve vodivém stavu:	1	[A]
Max. závěrné napětí:	1000	[V]
Max. závěrný proud:	30	[μA]

LED dioda LED1-RED je super svítivá červená dioda, která slouží k orientační detekci křivky srdečního tepu. Po přivedení zesíleného signálu z tranzistoru T3 a správném nastavení obvodu se dioda rozbliká v rytmu srdečního tepu a podle tvaru křivky srdečního tepu. Umožňuje tak okamžitou informaci o nastavení obvodu a detekci křivky srdečního tepu. Podle ní lze rychle nastavit IR detektoru do vhodnějších podmínek detekce. V obvodu je použita dioda typu L-53SRC-DW, jejíž technické parametry jsou v tabulce 3 [8].

Tabulka 3: Technické parametry LED diody L-53SRC-DW

Parametr	Hodnota	Jednotka
Průměr:	5	[mm]
Barva světla:	červená	[-]
Vyzařovací úhel:	30	[°]
Průhlednost pouzdra:	čirá	[-]
Barva pouzdra:	čirá	[-]
Jmenovité napětí:	1,8	[V]
Jmenovitý proud:	20	[mA]
Pouzdro:	T-1 3/4	[-]
Svítivost:	1600 – 2000	[mcd]
Vlnová délka:	660	[nm]

Popis IR-LED1, která je součástí měřicího čidla je v kapitole 3.2.6 *Prvky měřících čidel*.

3.2.5 Integrovaný obvod L7805CV

Integrovaný obvod L7805CV je stabilizátorem napětí na 5 V. Na tomto napětí pracuje celý zbylý obvod IR detektoru. Tento obvod tak slouží k usměrnění vstupního napájení na potřebných 5 V.

Vzhledem k velkému vstupnímu rozsahu napájecího napětí je tak obvod možno připojit na široký rozsah napájení, které je orientačně stanoveno na 10 – 30 V, což se mírně od reálných technických parametrů liší, jelikož rozsah daný výrobcem je udán v rozmezí 7 – 30V. Zvýšená hodnota je uvedena kvůli úbytku napětí na diodě D1. Při takto nízkém napětí okolo 7 – 8V by se mohl stabilizátor chovat nestabilně a mohlo by dojít k špatné funkci IR detektoru.

Takový široký rozsah slouží zároveň jako ochrana proti poškození celého obvodu IR detektoru špatným napájecím napětím nebo kolísajícím vstupním napětím.

Technické parametry jsou vypsány v tabulce 3 [9].

Tabulka 4: Technické parametry IO L7805CV

Parametr	Hodnota	Jednotka
Výstupní proud:	1	[A]
Výstupní napětí:	4,8 – 5,2	[V]
Rozsah vstupního napětí:	7 – 30	[V]
Pouzdro:	TO220	[-]

3.2.6 Prvky měřících čidel

Na místo IR-LED1 jsou použity IR LED diody, které mají za úkol prosvětlovat měřenou část tkáně. Nachází se v měřícím čidle mimo celý obvod IR detektoru. Na jejich místo jsou použity typy L-53F3BT a L-53F3C. Tyto dva typy mají totožné parametry, liší se pouze barvou pouzdra – transparentní modré a čiré.

Proud protékající všemi IR-LED diodami je stanoven na 33 mA, tato hodnota je kompromisem mezi množstvím vyzařeného světla a životností diody.

Technické parametry obou typů LED diod jsou uvedeny v tabulce 5 [8, 9].

Tabulka 5: Technické parametry IR-LED L-53F3BT a L-53F3C

Parametr	Hodnota pro L-53F3BT	Hodnota pro L-53F3C	Jednotka
Průměr:	5		[mm]
Barva světla:	infra-červená		[-]
Vyzařovací úhel:	30		[°]
Barva pouzdra:	modrá transparentní	čirá	[-]
Jmenovité napětí:	1,2		[V]
Jmenovitý proud:	20		[mA]
Pouzdro:	T-1 3/4		[-]
Vlnová délka:	940		[nm]
Emisní materiál	GaAs		[-]

Fototranzistory T1 v typech L-53P3B a L-53P3C, jejichž parametry jsou v tabulce 6 [8, 9]. Jde o NPN fototranzistory, které jsou ekvivalentním protikusem k IR-LED diodám L-53F3BT a L-53F3C. Mají také shodné technické parametry a liší se také pouze barvou pouzdra – černé a čiré.

Tyto fototranzistory detekují IR světlo za měřenou tkání a podle jeho množství se otevírá a pouští více proudu dále do obvodu.

Tabulka 6: Technické parametry fototranzistorů L-53P3B a L-53P3C

Parametr	Hodnota pro L-53P3B	Hodnota pro L-53P3C	Jednotka
Průměr:	5		[mm]
Přijímací úhel:	30		[°]
Barva pouzdra:	černá	čirá	[-]
Průrazné napětí C-E:	30		[V]
Průrazné napětí E-C:	5		[V]
Ztrátový výkon:	100		[mW]
Pouzdro:	T-1 3/4		[-]
Vlnová délka:	940		[nm]

3.2.7 Tranzistory

Tranzistor T2 typ 2N2222, má v obvodu úlohu především inverze signálu, je totiž zapojen tak, že čím více proudu přijde do báze z fototranzistoru T1, tím víc se otevře a signál pošle rovnou proti zemi. Jeho vliv na zesílení je naprosto minimální.

Na této součástce je signál srdečního tepu velmi slabý a těžko detekovatelný. Amplitudy zde dosahují pouze několika jednotek mV.

Technické parametry tohoto aktivního prvku jsou v tabulce 7 [8, 9].

Tabulka 7: Technické parametry tranzistoru 2N2222

Parametr	Hodnota	Jednotka
I_c :	0,8	[A]
U_{CE} :	40	[V]
U_{CB} :	75	[V]
U_{EB} :	5	[V]
P_d :	0,65	[W]
β :	50 – 200	[-]
$f_{(T)}$:	300	[MHz]
Pouzdro:	TO18	[-]
Typ:	NPN	[-]
Materiál:	Křemík	[-]

Tranzistory T3 a T4 jsou tvořeny koncové zesilovače křivky srdečního tepu. Oba zesilovače jsou postaveny z totožných tranzistorů BC550C. Rozdíl v těchto zesilovačích jen pouze v tom, že pro T3 je signál vyveden do LED1, která slouží k orientační detekci a nastavení IR detektoru. Z důvodu nelineárního průběhu LED diody je postaven ještě jeden totožný zesilovač s tranzistorem T4, kde je pro zátěž použit lineární rezistor R6, ze kterého je vyvedena křivka srdečního tepu na výstup samotného IR detektoru a proti děliči napětí, imaginární regulovatelné zemi.

Typ BC550C byl pečlivě vybrán podle katalogu tranzistorů pro jeho kvalitní parametry, zejména nízko-šumová charakteristika a vysoké zesílení. Přehled technických parametrů je v tabulce 8 [8, 9].

Tabulka 8: Technické parametry tranzistoru BC550C

Parametr	Hodnota	Jednotka
I_c :	0,1	[A]
U_{CE} :	45	[V]
U_{CB} :	50	[V]
U_{EB} :	5	[V]
P_d :	0,625	[W]
β :	270 - 500	[-]
$f_{(T)}$:	250	[MHz]
Pouzdro:	TO92	[-]
Typ:	NPN	[-]
Materiál:	Křemík	[-]

3.3 Cíle a fakta schématu

Při vývoji elektrotechnického schématu byl kladen důraz na jeho jednoduchost, srozumitelnost, názornost, odolnost vůči chybám, životnost a funkčnost.

Celý obvod je postaven tak, aby mu mohl porozumět i uživatel, který nemá široké znalosti v oboru elektrotechniky. Názorně ukazuje, jak jednoduše se dá nasnímat křivka srdečního tepu a jak jednoduše se tato křivka dá zobrazit na osciloskopu. Zároveň se uživatel dozví, jaké rušivé vlivy měření ovlivňují.

Schéma je díky širokému rozsahu napájení a ochraně vůči přepólování odolné proti běžným chybám, kterých se řada lidí může v běžném provozu dopustit.

Žádná část a ani součástka schématu není nějak přetěžována, proto pokud nedojde k mechanickému poškození, měl by IR detektor bezproblémově sloužit dlouhou dobu.

Zároveň je třeba brát v úvahu fakt, že IR detektor je pouze jednoduché zařízení a není plně univerzální pro každé měření na různých osobách. Jeho nasazení ve výuce může odhalit nové hranice využitelnosti a použitelnosti.

Každý člověk má individuální fyzické charaktery, které nemusí být pro detekci křivky srdečního tepu vhodné. Jedné se např. zejména o osoby s poruchami prokrvení periférií, na kterých není možné měření provést.

4 Konstrukce přípravku

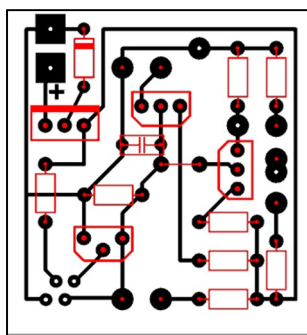
Kapitola se podrobně věnuje popisu výroby samotného IR detektoru včetně jeho vnitřních součástí. Popisuje výrobu snímacích čidel a jejich zapojení. Ukazuje průběh a použité materiály.

Přípravek byl vyráběn ve dvou kusech zároveň. Veškeré části byly vyráběny v domácích podmínkách a za pomoci prostředků dostupných v domácnosti.

4.1 Plošný spoj

4.1.1 Návrh plošného spoje

Na základně konečného elektrotechnického schématu započal návrh tištěného spoje. Spoj byl navrhován ručně a poté překreslen do digitální podoby kvůli lepší přesnosti (Obrázek 9).



Obrázek 9: Návrh tištěného spoje

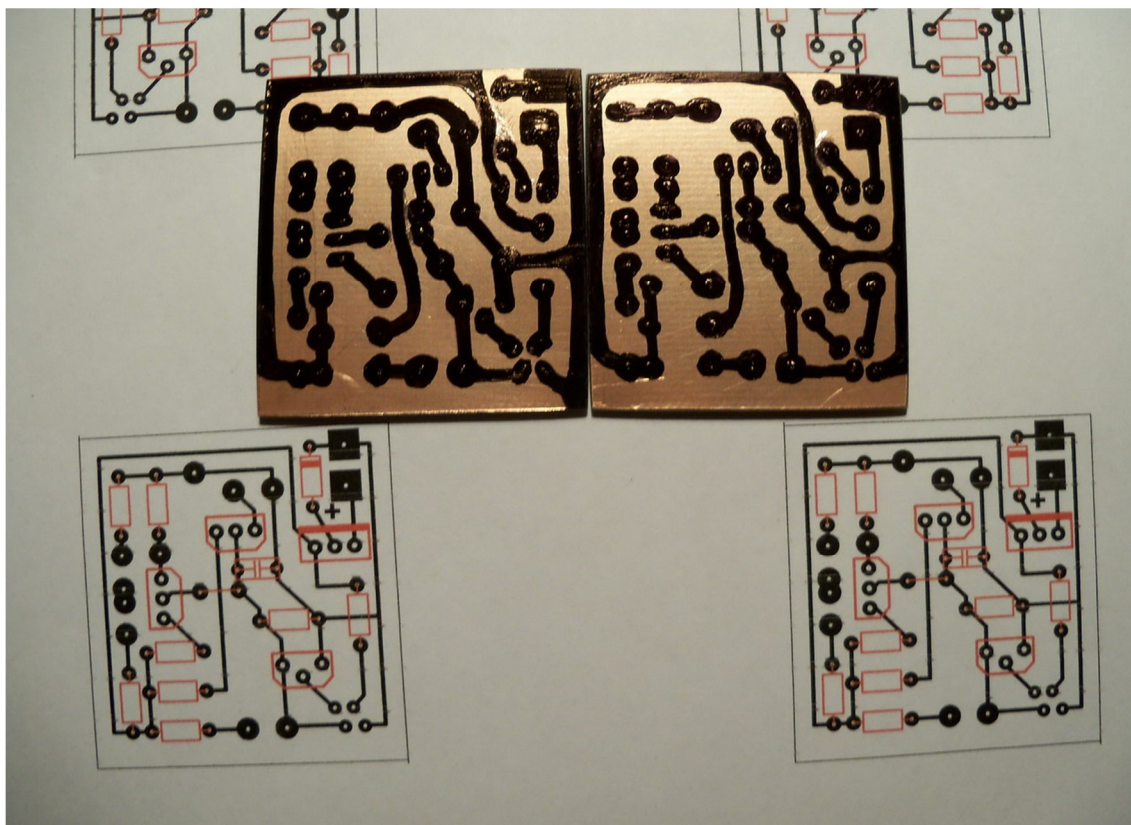
Rozměry spoje jsou 4,0 x 4,3 cm. Obrázek 9 je v měřítku 1:1.

4.1.2 Výroba plošného spoje

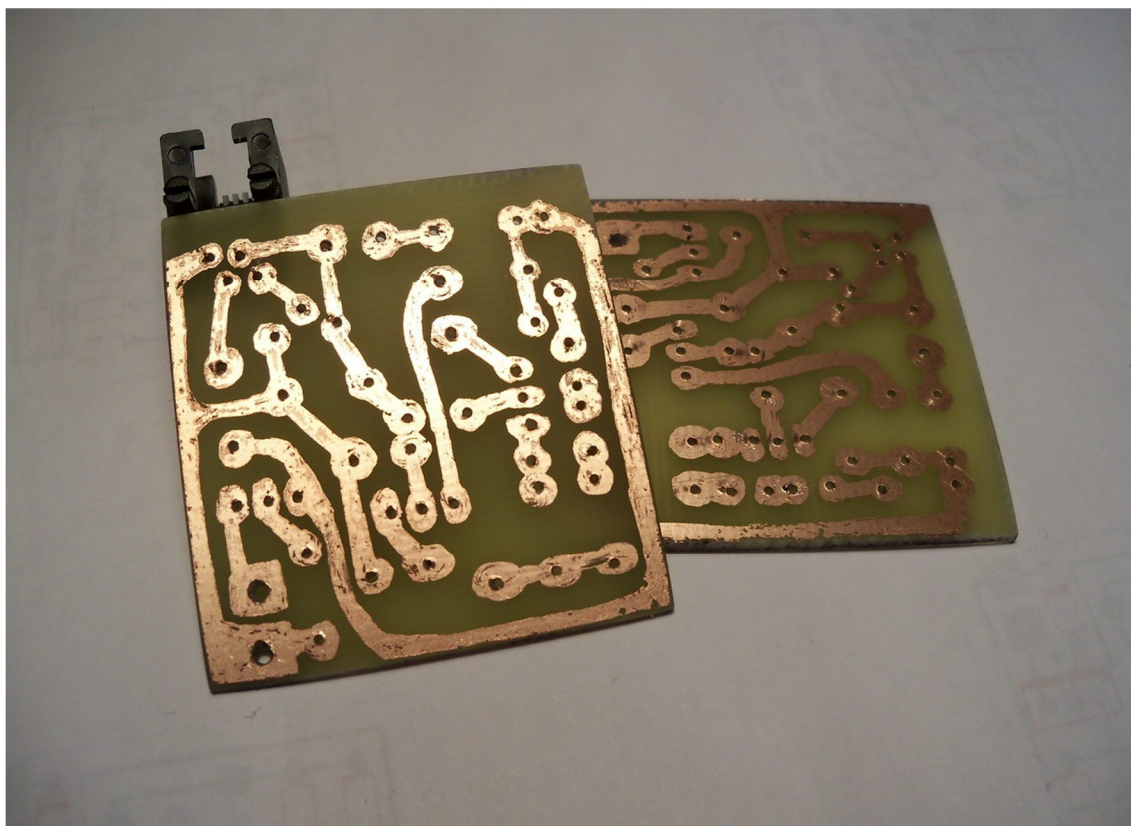
Po dokončení návrhu tištěného spoje, došlo k jeho fyzickému vyhotovení. To bylo provedeno překreslením spoje na samotnou desku (Obrázek 10), vyleptáním a vyvrtáním otvorů pro vývody elektrotechnických součástek. Otvory jsou velké standardních 0,8 mm. Pro větší prvky např. IO 7805CM a napájení bylo nutné zvolit větší otvory s průměrem 1,3 mm.

Následně byl plošný spoj osazen součástkami, které byly tepelně připájeny měkkou pájkou, tj. cínem. Nakonec byl spoj přelakován bezbarvým lakem proti oxidaci.

Pro výrobu byla použita cuprexitová deska o tloušťce 1,5 mm. Deska je jednovrstvá s 1x35 μm vrstvou mědi. K vyleptání spoje došlo pomalou metodou, pouze roztokem kyseliny chlorovodíkové (Obrázek 11).



Obrázek 10: Překreslení tištěného spoje



Obrázek 11: konečný plošný spoj po vyleptání

4.2 Krabice IR detektoru a kompletace zařízení

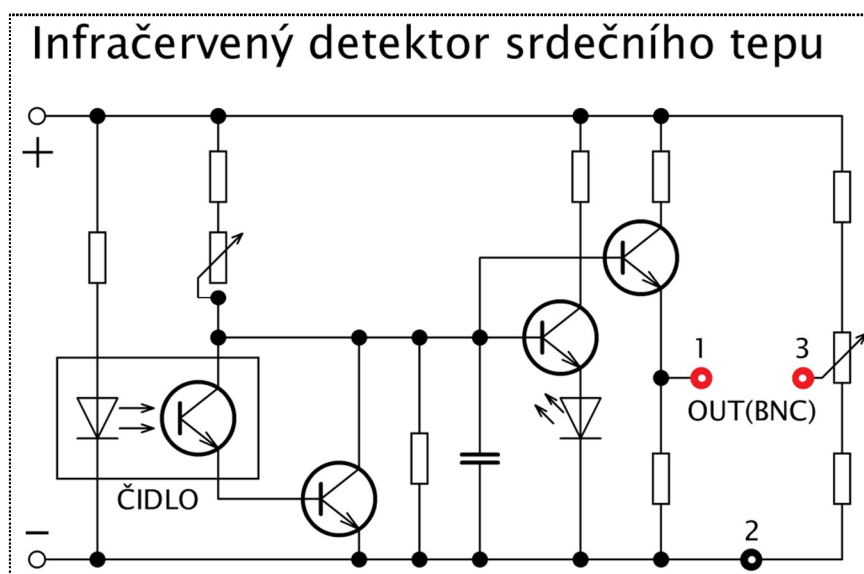
4.2.1 Příprava krabice

Jako schránka celého IR detektoru byla vybrána celoplastová montážní krabice o rozměrech 90 x 66 x 38 mm [8]. Tato plastová krabice je orientována na největší spodní plochu (Obrázek 12).



Obrázek 12: Plastová montážní krabice pro IR detektor¹

Celá horní strana je opatřena zjednodušeným elektrotechnickým schématem IR detektoru a slouží tak pro názornost (Obrázek 13). Tento polep je otěruvzdorný a zataven v ochranné fólii.



Obrázek 13: Zjednodušené schéma IR detektoru

¹ [8] Obrázek dostupný z <<http://www.ges.cz/images/pictures/k/kp1.jpg>>

Do horní strany přípravku byly vyvrtány otvory pro osazení potenciometry a orientační LED diodou (Obrázek 14).



Obrázek 14: Postup výroby montážní krabice 1

Fyzické umístění obou potenciometrů a LED diody na horní straně krabice je vždy v blízkosti daného prvku na orientačním schématu.

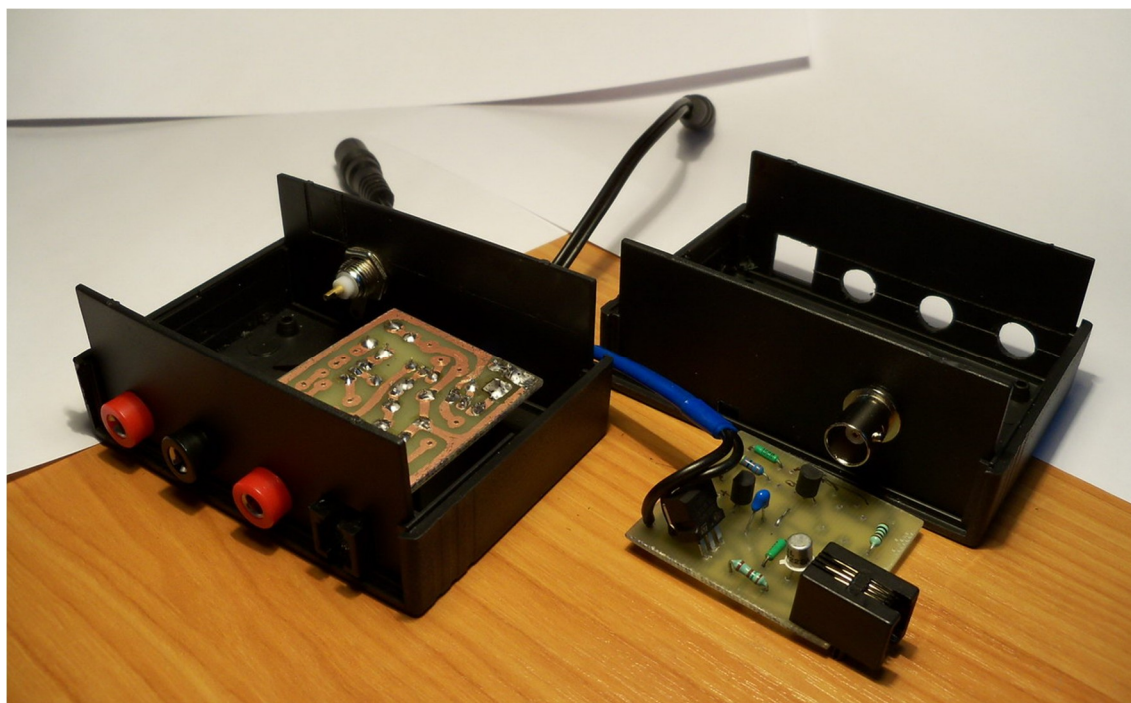
Z přední a zadní strany krabice byly vyvrtány, případně vyřezány otvory pro konektory IR detektoru. Přední strana tak obsahuje samici telefonního konektoru pro připojení čidla a tři banánkové zdířky, které slouží jako rozšíření konektivity pro různá měřicí zařízení. Do těchto banánkových zdířek jsou vyvedeny určité části obvodu. Zdířky jsou rozlišeny čísly a barevně, oba typy rozlišení opět odpovídají orientačnímu schématu (Obrázek 14).

Do červené zdířky s číslem 1, je vyveden výstup zesílené křivky srdečního tepu. Druhá černá zdířka je zem, čili 0 V. Červená zdířka číslo 3, je výstup napěťového děliče – imaginární regulovatelné zemi. Jiné měřicí prostředky je tak možno zapojit proti zemi nebo proti imaginární zemi do banánkových zdířek podle potřeb měření.

Zadní boční strana montážní krabice obsahuje samici BNC konektoru pro možnost přímého propojení s osciloskopem samotným BNC propojovacím kabelem. Nehrozí tak deformace signálu použitím nevhodné sondy (Obrázek 15).

Do středu BNC konektoru je vyveden signál křivky srdečního tepu a na jeho okraji je regulovatelná imaginární zem.

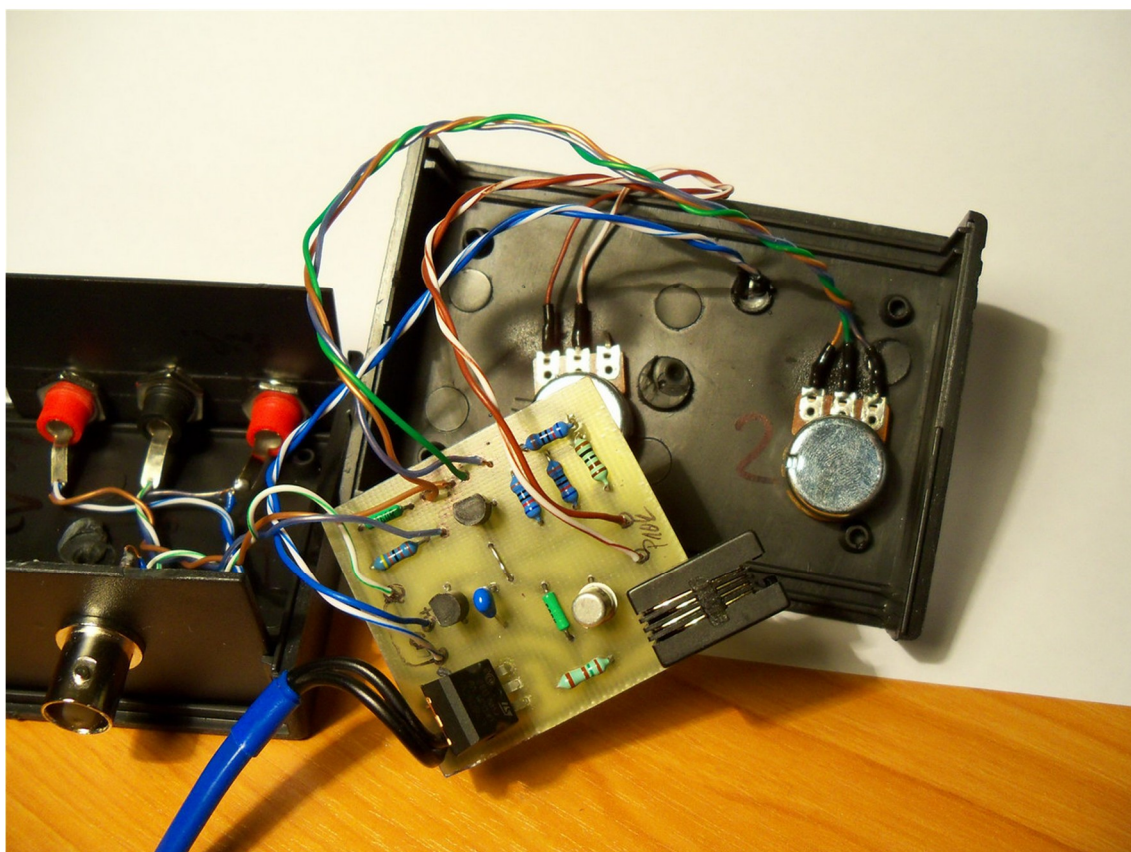
Ze zadní strany je vyvedena standardní napájecí zdířka DC-VK-5/1,5 (Obrázek 15). Čísla v typovém označení konektoru odpovídají vnějšímu a vnitřnímu průměru v milimetrech. Kladný napájecí pól je vyveden na střed napájecího konektoru. Bohužel, jedná se o samici tohoto typu konektoru, která je z přípravku vyvedena na kousku kabelu, jelikož verze, která se zabudovává do stěn, nebyla k sehnání.



Obrázek 15: Postup výroby montážní krabice 2

4.2.2 Finalizace IR detektoru

V posledních fázích konstrukce bylo uvnitř samotného přípravku vše propojeno drátky a kvalitně pospojováno, aby nedošlo při manipulaci k uvolnění. Veškerá drátová propojení byla opatřena tepelnou smršťovací ochrannou bužírkou (Obrázek 16). Plošný spoj byl do krabice vlepen pomocí tavné pistole. Tato metoda byla použita na všechny lepené spoje. Nakonec byla zalepena i krabice IR detektoru, potenciometry byly osazeny ozdobnými knoflíky a krabice byla olepna informačními štítky. Toto uspořádání odpovídá konečnému vzhledu IR detektoru (Obrázek 17).



Obrázek 16: Postup výroby montážní krabice 3



Obrázek 17: Konečný výsledek konstrukce IR detektoru

4.3 Snímací čidla

Základní myšlenka provedení snímacích čidel byla popsána v kapitole 2.3.2 *Čidlo plastelínové*. Čidla obsahují kromě přívodního kabelu pouze IR diodu a IR fototranzistor. Nejvíce se osvědčila poloha IR-LED a IR fototranzistoru v úhlu okolo 100 – 130° s rozestupem 5 – 10 mm. Do této mezery vložený poslední článek prstu bříškem dolů a lehké zanoření oblých konců diod do prstu. Žádná jiná poloha se neukázala výrazně efektivnější.

Dále je nutné, aby prst v mezeře seděl pevně pod konstantním tlakem, jinak nelze měření provést, protože dochází k různým odrazům a zákmitům, které si odporují s nastavením pracovního bodu obvodu IR detektoru. Nejlepší je, pokud měřená osoba sedí v klidu a celou paži má volně položenou na stůl a nehýbe s ní.

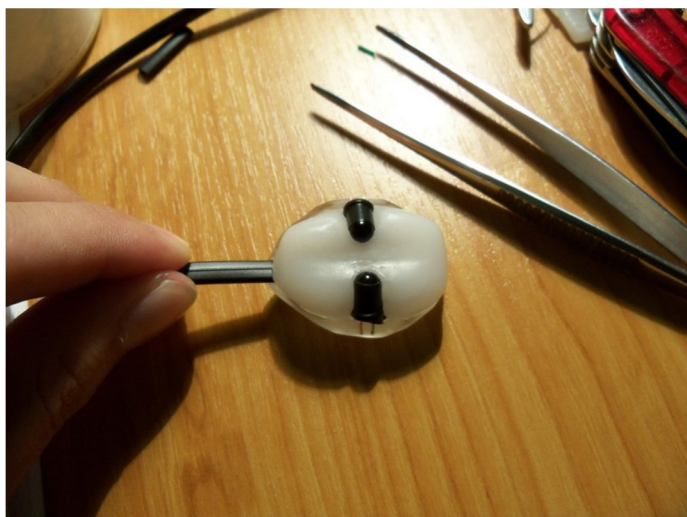
4.3.1 Použitý materiál pro výrobu čidel

Použitým materiálem pro zatavení prvků čidla a podporu pro prst je plasticko-termická hmota s názvem SHAPE-PLAST, dodávaná ve formě granulátu, která se roztaví a zprůhlední při teplotách kolem 60 – 70 °C v teplé nádobě, horkým vzduchem nebo v teplé vodě. Při roztavení dojde k dokonalé tvárnosti přirovnatelné k plastelíně a dobré přilnavosti i k jiným povrchům a materiálům. Hmota se poté nechá tvarovat rukou či teplým nástrojem asi do 45 °C. Po úplném vychladnutí dojde k jejímu plnému zatuhnutí a zbarvení do běla. Tvrdost materiálu je po vychladnutí přirovnatelná k nylonu. Bez nebezpečí degradace je možné po opětovném zahřátí tento materiál uvést do plastického stavu. Materiál je bezpečný a netoxický [10].

4.3.2 Výroba samotného čidla

Při výchozím tvarování čidla je třeba prakticky neustále čidlo zkoušet, zda stále funguje správně (Obrázek 18). Nejdříve se správně a co nejideálněji nasměrují snímací součástky, dále se přilepí a připájí kabel, který se poté také zataví do termoplastu včetně pájených spojů (Obrázek 19). Po té se čidlo může vytvarovat a doladit do finální podoby. Nakonec, přilepením tavnou pistolí se přidělá pásek se suchým zipem (Obrázek 20). Tímto páskem se čidlo přichytí pevně k prstu a slouží zároveň jako stínidlo pro externí zdroje světla.

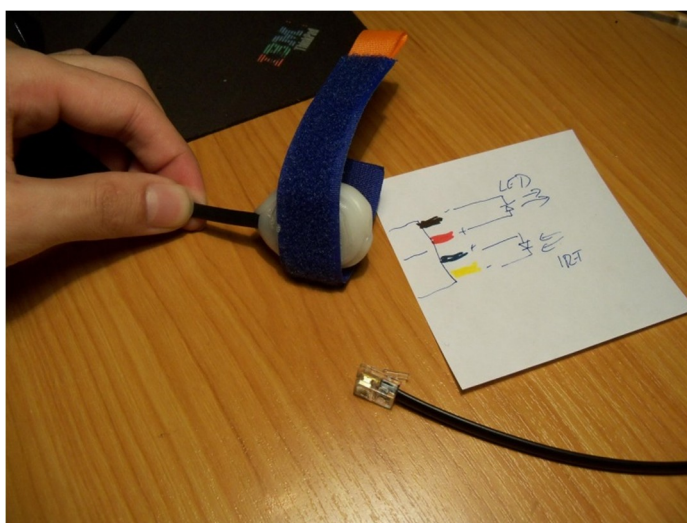
V případě opotřebení pásku se suchým zipem není nepřekonatelným problémem jeho výměna za nový. Při přilepování pásku je třeba mít nahřátou a lehce natavenou spodní stranu čidla, jinak nebude pásek na svém místě pevně držet.



Obrázek 18: Základ pro výrobu čidla



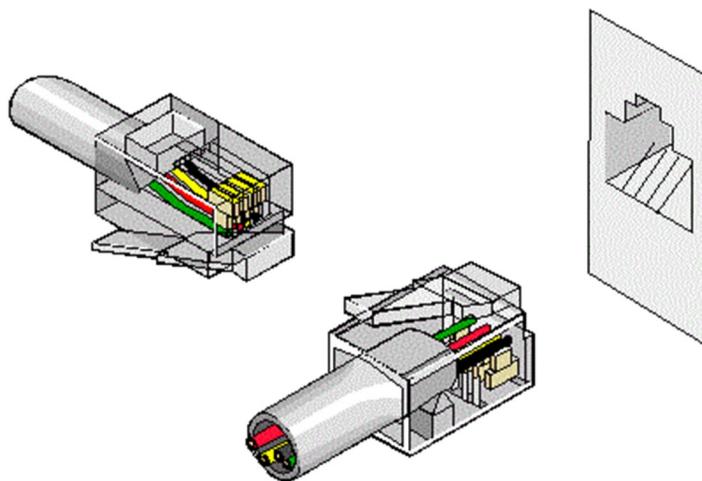
Obrázek 19: Připájení a zatavení kabelu čidla



Obrázek 20: Přilepení pásku se suchým zipem k čidlu

4.3.3 Zapojení žil kabelu a konektoru

Jako kabel k čidlu byl vybrán standardní telefonní, černý, čtyřžilový kabel. Na jeho konci se pro připojení k detektoru nachází adekvátní čtyř-pinový, malý telefonní konektor, typ RJ-11. Zapojení žil v konektoru odpovídá standardům používaných v telekomunikacích (Obrázek 21).



Obrázek 21: Telefonní konektor RJ-11 a jeho zapojení ²

Tento typ kabelu a konektoru byl vybrán pro jeho výborné vlastnosti, jde hlavně o odolnost samotného kabelu a jednoduchost konektoru. Ten se nechá v případě rozbití velmi jednoduše a rychle předělat. Nemusí se pájet a nehrozí v něm poničení žil, jako u skládaných konektorů typu např. jack, cinch nebo DIN.

Zapojení jednotlivých žil uvnitř kabelu na snímací prvky čidel je následující. Na červený a černý vodič je připojena vysílací IR-LED dioda, anodou na červenou žílu, katodou na černou žílu. IR fototranzistor je připojen na zelenou a žlutou žílu, kolektorem na zelený vodič, emitorem na žlutý (Obrázek 22).

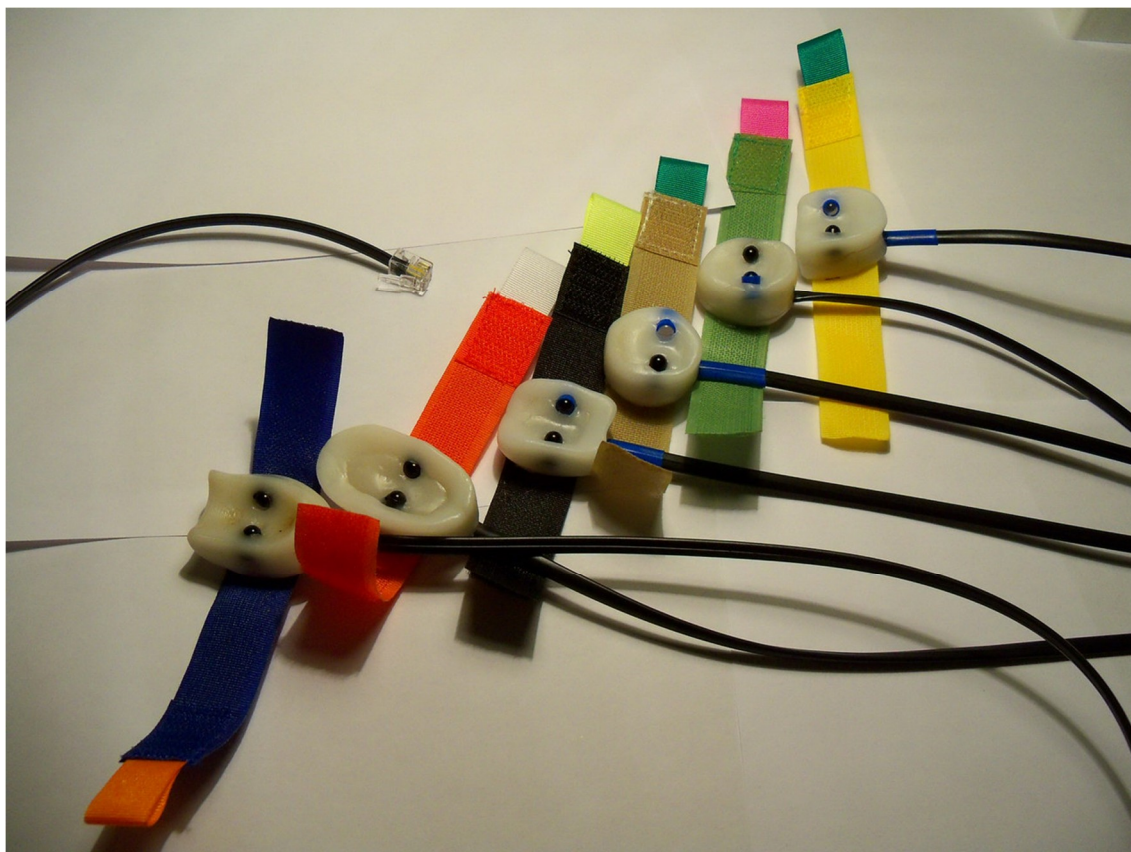


Obrázek 22: Zapojení jednotlivých žil kabelu na prvky čidla

² Obrázek dostupný z: <<http://images.yourdictionary.com/images/computer/RJ11.GIF>>

4.3.4 Konečné provedení čidel

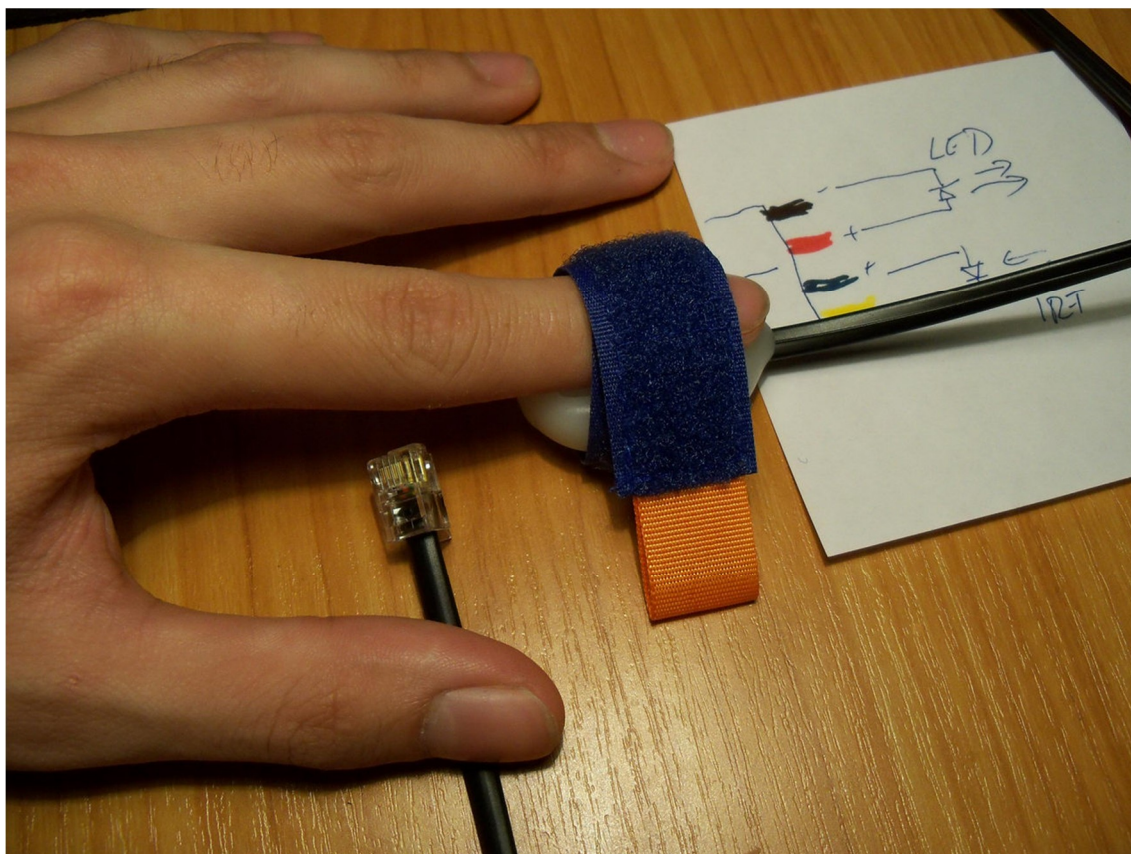
Čidel bylo vyrobeno celkem devět kusů, každé z nich je originálem s jiným tvarem a mírně odlišným úhlem a vzdáleností IR-LED diody a IR fototranzistoru. Jsou rozlišeny barevně dle přichycovacích pásek ze suchého zipu (Obrázek 23). Přichycovací pásky jsou původně určeny k přichycování a stahování kabeláže domácí elektroniky, jejich dodavatel není znám.



Obrázek 23: Provedení vybraných snímacích čidel

Při zkouškách na různých osobách se může stát, že na někom bude čidlo dosahovat špatných měřicích výsledků nebo nebude některé z čidel fungovat vůbec. Stačí ale vybrat jiné, vhodnější, které fungovat bude. Nepřekonatelnou překážkou pro čidla jsou osoby s krátkodobým i dlouhodobým špatným prokrvením rukou, které mají studené ruce. Na těchto osobách není možné měření srdečního tepu provést. Taktéž osoby s kožními problémy, zrohovatělou kůží nebo mozoly, by mohly být pro čidla překážkou.

Čidla se na prst nasazují přiložením snímací části k bříšku posledního článku prstu. Poté se suchým zipem prst shora omotá a přichycovací částí suchého zipu se celé čidlo k prstu přidělá (Obrázek 24).



Obrázek 24: Použití snímacích čidel v praxi

Pokud bude čidlo nasazeno a utaženo příliš velkým tlakem přichycovacího pásku, bude na bříško prstu působit tak velký tlak, že prstem nebude dobře a volně protékat krev a měření bude neúspěšné. Proto tlak utažení suchého zipu musí být přiměřený, aby krev mohla prstem volně protékat, ale zároveň musí být dostatečně silný, aby čidlo nespadlo z prstu.

Snímací čidla jsou svým provedením odolné vůči nárazu, např. běžným pádem. Odolnost vůči vodě nebyla testována, ale i tomuto vlivu a vlhkosti by mělo čidlo odolat. Kromě konektoru, ve kterém, pokud se do něj dostane voda, vznikne zkrat.

Celé provedení odolává běžným chemikáliím i rozpouštědlům, při čištění tak není důvod k obavám z poškození čidel.

5 Ověření funkčnosti

Kapitola se věnuje odzkoušení a ověření funkcí obou IR detektorů a všech jejich snímacích čidel. Popisuje provedené zkoušky a dokazuje funkčnost celého výrobku. Zkoušena byla i odolnost proti chybám, kterých by se uživatelé mohli dopustit.

Po sestrojení IR detektoru a snímacích čidel byla potvrzena jejich plná funkčnost. Vše obstálo ve významných zkouškách a ukázalo se tak vhodné pro konečné použití a nasazení ve výuce.

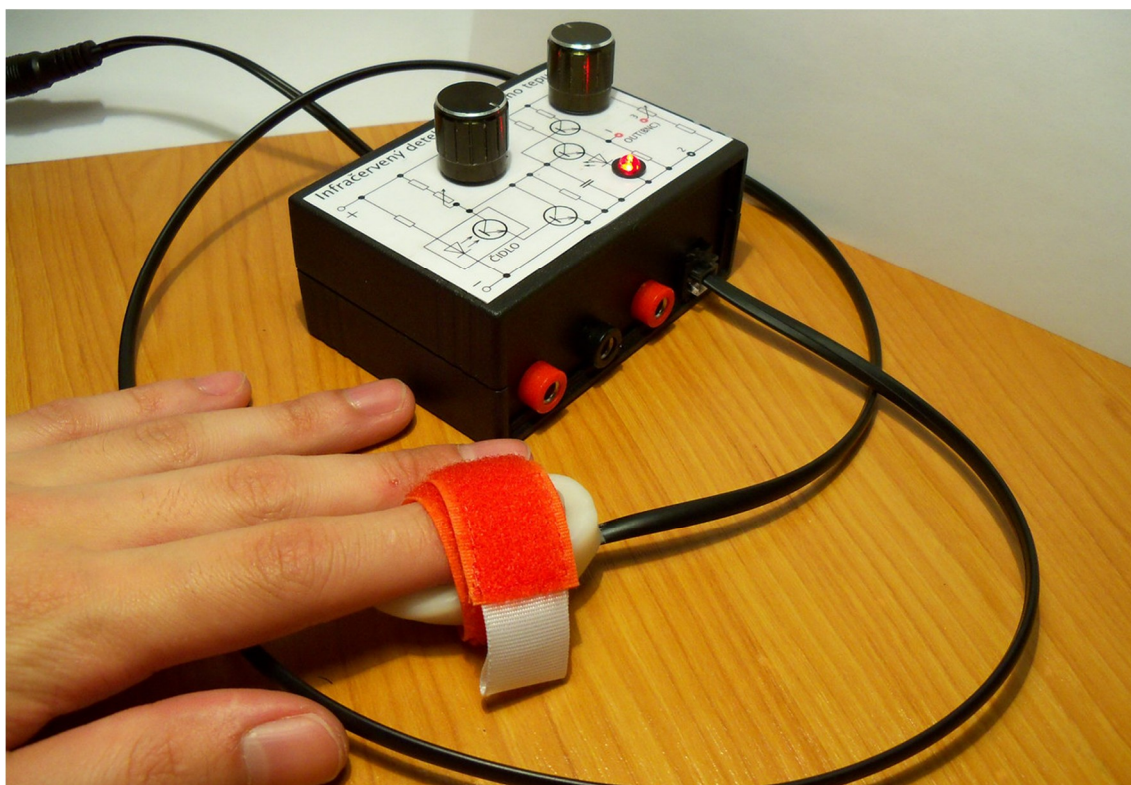
5.1 Funkce IR detektoru

5.1.2 Zkoušky plošných a drátových spojů

Před připojením a zprovozněním detektoru byly všechny spoje plošné i drátové uvnitř detektoru důkladně proměřeny. Bylo kontrolováno, zda je vše důkladně spojeno a připájeno nebo zda v obvodu nedochází k nežádaným spojům navíc a zkratům. Ani na jednom z kusů nebyla nalezena jediná vada toho typu. Přístroje tak mohly být zapnuty.

5.1.3 První zapnutí a první test

Po připojení na správné napájení a připojení snímacího čidla k IR detektoru se ihned a bez obtíží se oba kusy IR detektorů ukázaly jako plně funkční (Obrázek 25).



Obrázek 25: Zapnutý IR detektor s čidlem

Při nastavování pracovního bodu oba IR detektory okamžitě reagovaly a spolupracovaly. Orientační LED dioda pro detekci křivky srdečního tepu správně svítila v detekovaném rytmu a jeho průběhu. Napětí imaginární země bylo regulovatelné podle předpokladů. Na všech výstupech IR detektorů bylo možno naměřit hodnoty a změny napětí, které odpovídaly správné funkci přístrojů.

5.1.4 Zkouška odolnosti proti běžným a nahodilým chybám

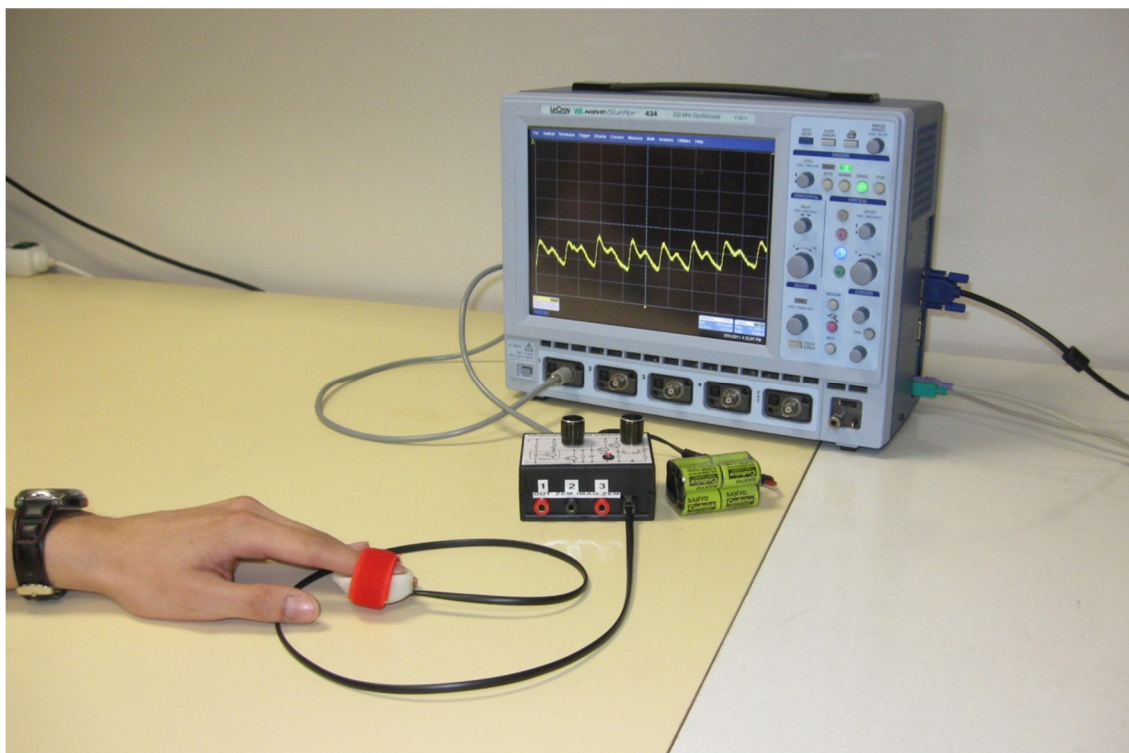
Oba IR detektory bez problémů pracovaly při manipulaci během měření. Maximální přípustná míra v hrubosti zacházení nebyla testována, aby nedošlo k poškození. Navíc s takovýmto zacházením se v konečné praxi nepočítá. IR detektor by ale měl odolat běžnému pádu. Velmi pravděpodobné je, že by hrubým zacházením mohlo dojít k uvolnění drátků, kterými je z plošného spoje vyveden signál na nějaký z konektorů. Při této poruše by tak bylo třeba jej pouze znovu připájet.

Byla odzkoušena i odolnost proti přepólování přístrojů. Po připojení na špatné póly napájení nedošlo k žádnému poškození obvodů přístrojů. Hodnota proudu, který procházel obvodem při přepólování, byla měřena dokonce více multimetry a její jednoznačné a konečné stanovení není možné. Každý z použitých multimetrů ukazoval jinou hodnotu proudu, ale hodnoty se pohybovaly pouze v řádech jednotek μA a konečná hodnota je tak zanedbatelná.

Vstupní napětí IR detektoru bylo zkoušeno v celém přípustném rozsahu 10 – 30 V. Při spodních a ani horních hodnotách vstupního napětí nedocházelo ke změnám ve funkčnosti.

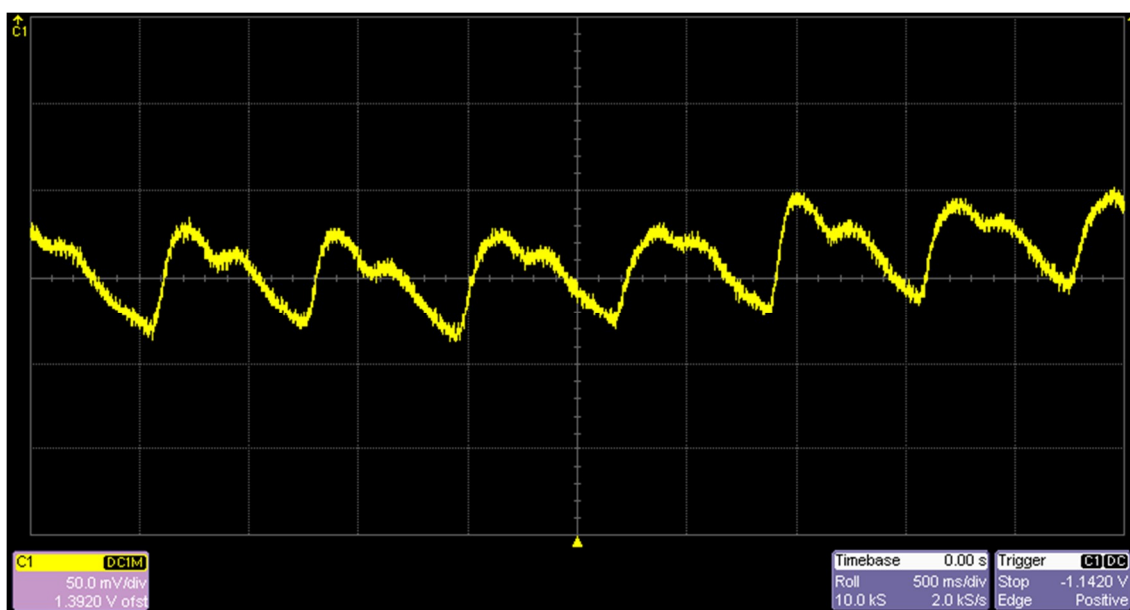
5.1.5 První zkoušky práce s osciloskopem

Při první zkoušce v laboratorních podmínkách byly IR detektory připojeny na napětí 12 V a pomocí BNC propojení připojeny k profesionálnímu digitálnímu paměťovému osciloskopu s možností filtrace signálu. Vše se opět ukázalo jako plně funkční, zkoumaly se tak pouze vlastnosti detekovaného signálu s křivkou srdečního tepu (Obrázek 26).



Obrázek 26: Zkoušky IR detektoru v laboratoři

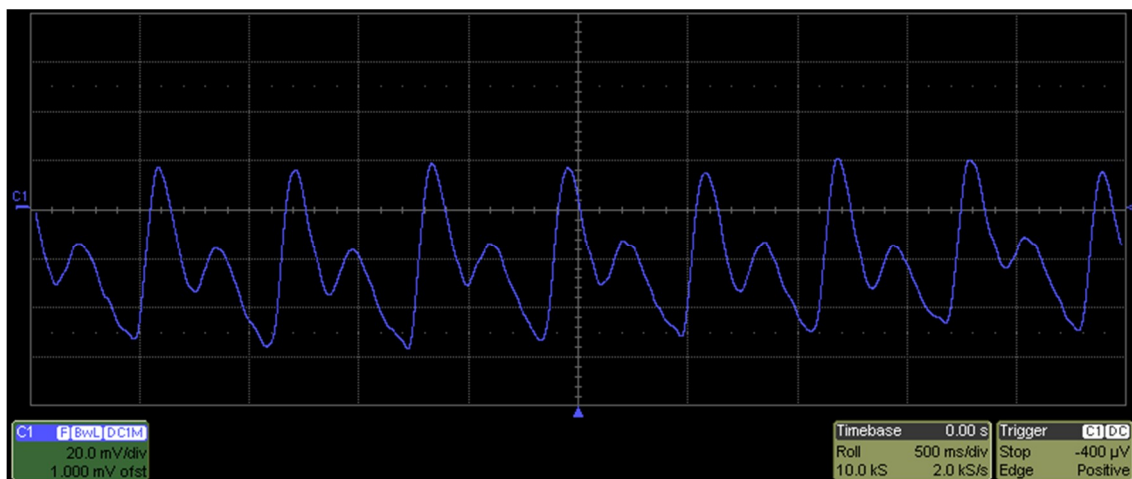
Bylo velkým překvapením, že signál z finálně zkonstruovaného IR detektoru byl nestandardně zarušen (Obrázek 27). Tento negativní vliv při sestavování během vývoje pouze na nepájivém poli nebyl téměř znatelný. Je ale možné, že vliv na zarušení mělo mnoho elektronických přístrojů, které byly rozmístěny v laboratoři, jelikož na jiných místech k tak velkému zarušení již nedocházelo.



Obrázek 27: Zarušená křivka srdečního tepu

Při použití kvalitního osciloskopu s možností filtrace rušivých složek signálu je možné křivku srdečního tepu zobrazit úplně čistou (Obrázek 28).

Bylo by také možné, že by se problematikou odrušení signálu srdečního tepu mohl zabývat nějaký odborník a pokračovat tak dále ve vývoji IR detektoru.



Obrázek 28: Křivka srdečního tepu po filtraci

5.2 Funkce snímacích čidel

Všechna snímací čidla byla odzkoušena a ukázala se jako plně funkční bez výrazných omezení.

Fyzické individuální charaktery osob, na kterých byla čidla testována, při kombinaci s individuálními snímacími charaktery čidel dopadla tak, že nelze předvídat u žádné z osob vhodné čidlo. Čidlo, které má na někom nejlepší výsledky, na jiné osobě může dosahovat výsledků špatných. Je tak vhodné u každé osoby zkusit alespoň tři různá čidla.

Bylo také potvrzeno, že žádné ze snímacích čidel není schopno pracovat na rukách, které jsou špatně prokrvené a studené. Silná kůže na bříškách prstů neměla na měření zásadní vliv, pokud bylo použito vhodné čidlo, které mělo pro tyto problémy vhodné parametry.

Při měření je nezbytně nutné, aby měřená osoba, pokud možno seděla naprosto v klidu a celou paži, předloktí a ruku měla volně položenou na stole. V oblasti podpaží nesmí být žádné překážky, např. opěradlo židle. Všechny tyto vlivy omezují volný průtok krve celou rukou a degradují měření.

6 Práce s přípravkem a měřící úloha

Poslední kapitola se věnuje popisu manipulace s IR detektorem a jeho snímacími čidly. Je tak podrobným návodem pro jeho přípravu a používání.

Kapitola dále popisuje měřící úlohu, která byla současně k IR detektoru postavena. Ukazuje její podstatu a možnosti.

6.1 Příprava IR detektoru

6.1.1 Připojení k napájení

Nejprve je třeba samotný přípravek IR detektoru připojit na vhodné napájení, bez snímacího čidla. Doporučeno je 10 – 20 V, maximálně 30 V. Pro tento krok je třeba napájecí konektor typu samec s venkovním průměrem 5 mm a vnitřním průměrem 1,5 mm, který se zapojí do příslušného konektoru, typu samice vyvedeného z krabice IR detektoru. Jiným konektorem není možné napájení realizovat.

Pokud není připojeno snímací čidlo, měla by se při připojení na napájení rozsvítit LED dioda na vrchní straně IR detektoru. Pokud se tak nestane, je třeba zkontrolovat napájení a polaritu konektoru. IR detektor vyžaduje, aby kladný pól napájení byl na středním kolíku napájecího konektoru.

6.1.2 Připojení k zařízení pro detekci křivky srdečního tepu

IR detektor je možno pomocí BNC propojovacího kabelu připojit k osciloskopu. Pro práci s osciloskopem, je třeba nejdříve prostudovat jeho návod k použití.

Je nezbytně nutné, aby osciloskop byl paměťový, jelikož detekce pulzů křivky srdečního tepu trvá i několik vteřin. Před měřením je doporučeno, aby na něm byly nastaveny nejvyšší rozsahy a nejdelší časy, tyto parametry se budou při měření postupně zmenšovat.

Do černé a červených banánkových zdírek na přední straně IR detektoru je možno připojit jiná měřící zařízení, např. voltmetr a mezi vhodně vybranými zdírkami měřit potřebné údaje.

Číslování a barevné rozlišení zdírek odpovídá schématu, umístěném na povrchu IR detektoru. Do červené zdírky s číslem 1, je vyveden výstup zesílené křivky srdečního tepu. Druhá černá zdírka je zem, čili 0 V. Červená zdírka číslo 3, je výstup napěťového děliče – imaginární regulovatelné zemi. Je tak možné měřit např. úroveň napětí na imaginární zemi při zapojení voltmetru do zdírek 2 a 3.

6.1.3 Připojení a příprava snímacího čidla

IR detektor má vedle banánkových zdířek telefonní konektor, do kterého je třeba zapojit snímací čidlo.

Po připojení čidla k IR detektoru je třeba jej připevnit na snímaný konec prstu. Plastová část s jasně viditelnými snímacími prvky je třeba přiložit k bříšku prstu a pomocí suchého zipu přes nehet čidlo k prstu připevnit. Pokud je čidlo připojeno obráceně na nehet, není možná detekce srdečního tepu, jelikož nehet odrazí většinu světla mimo snímací prvek.

Je vhodné pokud čidlo drží na prstě pevně s malým tlakem, tak aby mohla měřeným místem přirozeně protékat krev. Příliš silné uchycení má za následek špatný průtok krve tkání a měření není úspěšné. Zároveň ale čidlo nesmí z prstu padat nebo se volně pohybovat.

Pro měření je vhodné, aby měřená osoba seděla v klidu a nevykonávala zbytečné pohyby navíc. Ruka i celá paže by měly být volně položeny na stole.

6.2 Měření IR detektorem

6.2.1 Nastavení pracovního bodu IR detektoru

Po zapnutí IR detektoru se správně připraveným snímacím čidlem, je možné začít detekci křivky srdečního tepu a její orientační zobrazení pomocí LED diody.

Nejprve je třeba prvním, levým otočným knoflíkem od potenciometru na IR detektoru otočit na doraz po směru hodinových ručiček. V této poloze by neměla LED dioda svítit, což značí, že je tkáň dostatečně prosvětlena a připravena na detekci. Citlivým otáčením proti směru hodinových ručiček by se měla postupně LED dioda začít rozsvěcet, při tomto rozsvěcení by LED dioda měla začít blikat v rytmu srdečního tepu měřené osoby. Citlivým nastavováním je třeba najít nejvhodnější pracovní bod, kde jsou světelné pulzy na LED diodě nejvíce patrné.

Pro úspěšnější detekci je doporučen pohled na LED diodu zpřímá. Lépe se tak vnímají světelné změny.

6.2.2 Význam regulace imaginární země

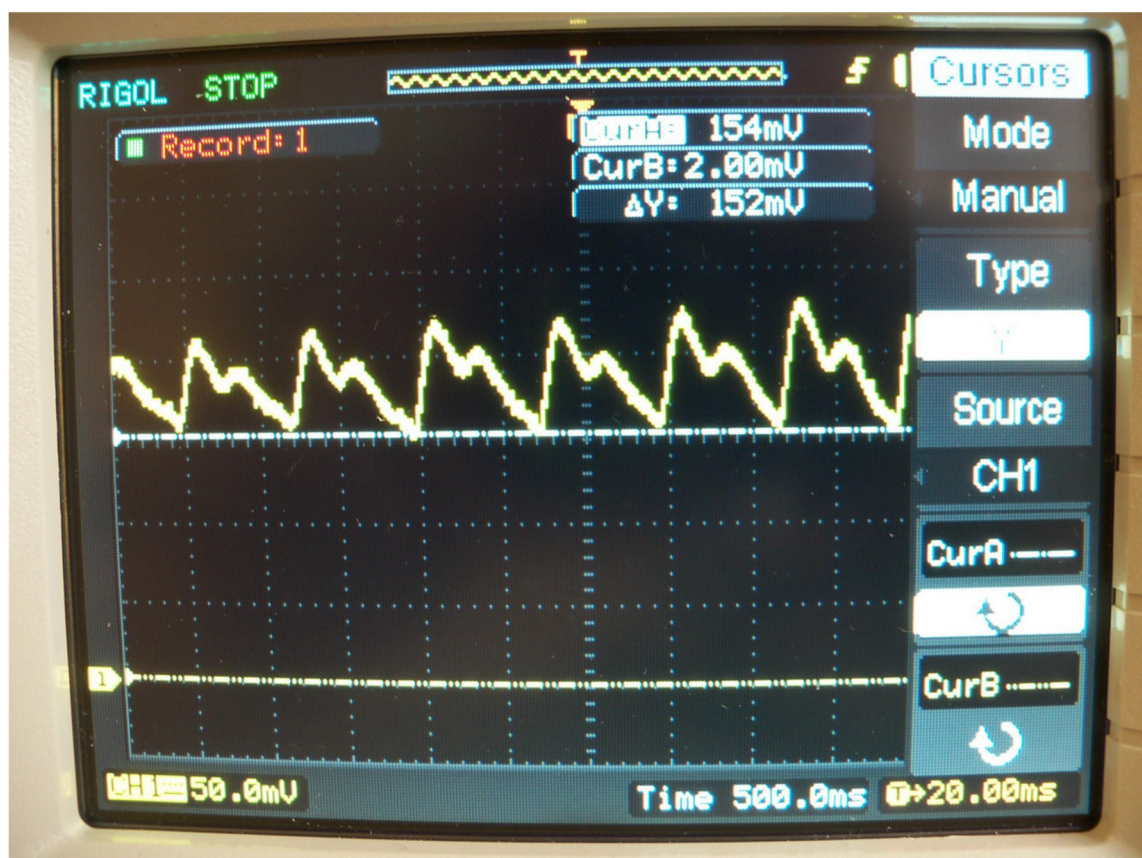
Signál s křivkou srdečního tepu obsahuje vysokou stejnosměrnou složku, jejíž úroveň je velmi variabilní. Z tohoto důvodu obsahuje IR detektor dělič napětí, proti kterému se konečný signál měří. Úroveň napětí na děliči je regulovatelná uživatelem druhým (pravým) knoflíkem na IR detektoru.

Díky tomuto řešení je možné na osciloskopu pohybovat s umístěním křivky srdečního tepu jednoduše, přímo a během obsluhy IR detektoru.

6.2.3 Doporučený postup měření s osciloskopem

Pokud došlo na úspěšnou detekci srdečního tepu a LED dioda bliká, je třeba nejprve na osciloskopu nastavit vyšší rozsahy os X a Y. Pro výchozí naměření postačí parametry 1000 ms/div pro osu X a 1 V/div pro osu Y. Pomocí knoflíku pro imaginární zem je třeba srovnat úroveň signálu s nulovou úrovní osy X na osciloskopu. S postupným zmenšováním rozsahu osy Y krok po kroku a doladováním vhodné polohy signálu na ose Y pomocí imaginární země se musí docílit zobrazení křivky srdečního tepu alespoň přes polovinu obrazovky. Vlny křivky srdečního tepu, by měly být jasně patrné (Obrázek 29).

Tímto postupem se dá docílit zobrazení s parametry 20 – 50 mV pro osu Y a 500ms/div pro osu X, záleží na tepové frekvenci.



Obrázek 29: Nadetekovaná křivka srdečního tepu

6.3 Popis měřicí úlohy

Protokol vyhotovený k měřicí úloze a jeho vzorové vypracování je umístěno v přílohách této práce jak v tištěné, tak elektronické formě.

6.3.1 Účel měřicí úlohy

Podstatou měřicí úlohy je seznámení studentů a uživatelů se samotným principem snímání srdečního tepu infračervenou metodou a i teorií pulzních oxymetrů. Bude jim tak přiblížena jednoduchost snímání, komplikovanost vyhodnocení, vliv externích vlivů na měření atd.

Úloha dále seznamuje s IR detektorem a snímacími čidly, jejich principem a konstrukcí. Při práci s přípravkem se studenti procvičí a zdokonalí i v práci s osciloskopem, neboť jej využijí k měření.

Veškeré nabyté poznatky nakonec vlastními slovy zhodnotí.

6.3.2 Obsah měřicí úlohy

Rozčlenění úlohy je na několik částí. Titulní strana obsahuje název úlohy, kolonky pro datum měření, jména studentů a hodnocení.

Po krátkém úvodu a nákresu měření následuje podrobný popis postupu měření, práce s IR detektorem, snímacími čidly a osciloskopem.

Ve čtvrté části jsou vypsány základní technické parametry IR detektoru a snímacích čidel.

Dále následuje samotné provedení měření, kde jsou předpřipraveny kolonky pro zapsání naměřených parametrů a síť, do které je možné zakreslit průběh naměřené křivky srdečního tepu. Vše je uzpůsobeno tak, aby bylo možné měření provést a vyzkoušet si vše třikrát a porovnat tak naměřené hodnoty a průběhy.

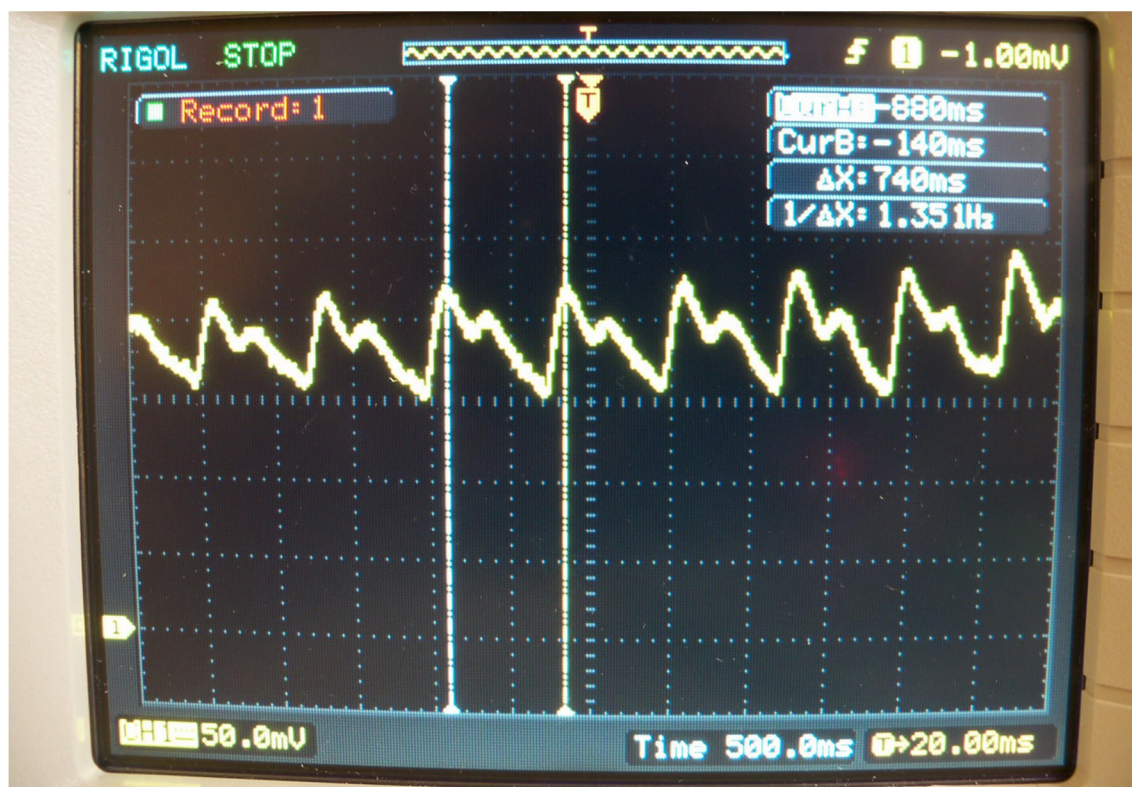
Nakonec je vymezen prostor na napsání shrnutí a závěru.

Před měřením je vhodné, aby student nebo uživatel provádějící měření si nastudoval návod k obsluze, aby věděl jak osciloskop správně ovládat, včetně jeho měřících funkcí.

6.3.3 Měření srdeční frekvence

Při kvalitním a stabilním měření křivky srdečního tepu je potřeba na osciloskopu detekci pozastavit. Po té je možné zahájení měřících úkonů.

Pro měření srdeční frekvence je nutné zapnout měření časů pomocí kurzorů (Obrázek 30).



Obrázek 30: Měření srdeční frekvence osciloskopem

Měřicí kurzory je třeba posunout na vhodná místa signálu tak, aby mohla být frekvence správně odečtena z obrazovky. Na obrázku 30 je tak vidět, že osciloskop mezi kurzory zobrazuje periodu signálu 740 ms, neboli 1,351 Hz. Po jednoduchém přepočtu dostáváme srdeční frekvenci 81 stahů za minutu.

6.3.4 Měření amplitudy

Podobným způsobem, jako u měření srdeční frekvence, je třeba přepnout osciloskop so režimu měření amplitudy.

Kurzory se tak budou pohybovat horizontálně a umístí se na nejdolnější a nejhornější části signálu. Neměřená amplituda se ihned zobrazí na obrazovce osciloskopu. Žádný přepočet není v tomto případě nutný (Obrázek 31).

Na obrázku 31 je tak znázorněno naměření amplitudy 76 mV.



Obrázek 31: Měření amplitudy osciloskopem

6.3.5 Možné shrnutí a závěry

Do shrnutí a závěru studenti zhodnotí nabyté poznatky. Mohou zmínit např.: problémy při měření, vysokou citlivost na stejnosměrnou složku signálu, jednoduchost principu IR detektoru a čidel, nemožnost provedení měření na studených rukou nebo zmínit, že jednoduchost schématu je vykoupena zarušením signálu.

Závěr

Hlavním cílem této bakalářské práce byl vývoj a zkonstruování přípravku pro detekci srdečního tepu a jeho křivky. Při vývoji byl kladen důraz na názornost a jednoduchost elektrotechnického schématu. Provedení snímacích čidel mělo být a je univerzální, jednoduché a zároveň velmi odolné. Celý výsledný měřicí přípravek bude sloužit jako výuková a cvičební pomůcka, která má za úkol přiblížit princip snímání srdečního tepu a i pulzní oxymetrie studentům nejen z Ústavu zdravotnických studií, ale i studentům Fakulty mechatroniky.

Veškerý text a členění této bakalářské práce odpovídá postupnému řešení celé problematiky výroby IR detektoru od jeho vývoje a konstrukci, po jeho konečné nasazení ve výuce. Práce ukazuje postupný, zhruba šestiměsíční postup veškerých provedených prací. Vše vznikalo převážně v domácích podmínkách a díky finální jednoduchosti přípravku a kvalitnímu popisu v této bakalářské práci si podobný IR detektor včetně snímacích čidel může doma vyrobit každý manuálně zručnější člověk. Tato práce může sloužit jako návod dalším osobám pro výrobu nebo i zdokonalení IR detektoru. Odhadované náklady na materiály pro výrobu jednoho IR detektoru a dvou snímacích čidel se odhadují mezi 400 – 500 Kč.

Z vlastní strany jsem se snažil vše vyvíjet, zkonstruovat, zakončit a napsat tuto bakalářskou práci tak, aby výsledek práce byl kvalitní a přehledný. Po dokončení prací a zkonstruování IR detektoru a jeho snímacích čidel bylo vše důkladně odzkoušeno. Preventivně je IR detektor postaven tak, aby odolal běžným chybám, kterých se může uživatel dopustit. Během zkoušek přípravku, před nasazením do výuky a odevzdáním, nebyly nalezeny žádné ani skryté problémy a nedostatky. Vše je tak připraveno pro dlouhodobý a bezproblémový provoz.

Samotný IR detektor včetně čidel je možné dále vyvíjet, rozšířit a zdokonalit. Nabízí se především možnosti filtrace signálu křivky srdečního tepu. Mohly by být vyfiltrovány nízkofrekvenční, stejnosměrné a vysokofrekvenční složky signálu. Zpracovat by se také mohlo i na lepším zesílení signálu. A nakonec dojít k zobrazení hladké a nezarušené křivky srdečního tepu. Dala by se vylepšit i snímací čidla nebo zpracovat na jiném principu funkce a fyzickém provedení. V neposlední řadě by mohlo být vyzkoušeno i využití viditelné červené složky světla jako u pulzních oxymetrů a pokusit se o nějaké jednoduché zobrazení saturace krve.

Použitá literatura

- [1] VALEČKO, Zdeněk. Bioelektronika v amatérské praxi. 1. vyd. 1. díl, Sbírka jednoduchých zapojení pro vlastní pokusy. Praha: BEN - technická literatura, 2005. 223 s. ISBN 80-7300-122-5 (brož.).
- [2] ROZMAN, Jiří a kol. Elektronické přístroje v lékařství. Academia, Praha, 2006. 406 s. ISBN 80-200-1308-3
- [3] VOBECKÝ, Jan - ZÁHLAVA, Vít. Elektronika: součástky a obvody, principy a příklady. 2. rozš. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001. 188 s. ISBN 80-7169-884-9 (brož.).
- [4] HUSÁK, Miroslav, et al. Senzory v lékařství: Návod k laboratorním cvičením. Praha: ČVUT, 2008. 163 s. ISBN 978-80-01-03611-2
- [5] RIPKA, Pavel, et al. Senzory a převodníky. Praha: ČVUT, 2005. 135 s. ISBN 80-01-03123-3.
- [6] JELÍNEK, Jiří. Měření fyzikálních veličin. Liberec: Přednášky TUL, 2009
- [7] MALMIVUO, Jaakko - PLONSEY, Robert. Bioelectromagnetism, OXFORD UNIVERSITY PRESS, 1995. Dostupné z: <<http://www.bem.fi/book/>>
- [8] Technické a datové listy elektrotechnických součástek společnosti GES-ELECTRONICS, a.s. Dostupné z: <<http://www.ges.cz>>
- [9] Technické a datové listy elektrotechnických součástek a sortimentu společnosti GM Electronic, spol. s r.o. Dostupné z: <<http://www.gme.cz/>>
- [10] Katalogy výrobků a technické listy sortimentu společnosti ELCHEMCo, spol. s r.o. Dostupné z: <<http://www.elchemco.cz/>>
- [11] PUNČOCHÁŘ, Josef. Operační zesilovače v elektronice. 1. vyd. Praha: BEN, 1996. 467 s. ISBN 80-901984-3-0.
- [12] Elektronika: polovodičové součástky a základní zapojení. 1. české vyd. Praha: BEN, 2006. 479 s. ISBN 80-7300-123-3 (brož.).
- [13] HOLČÍK, Jiří. Bionika: biologické systémy a procesy. Skripta VUT FEI, Brno 1999
- [14] VLČEK, Jiří. Moderní elektronika: [klasické zdroje, spínané zdroje, operační zesilovače, elektroakustika...]. 1. vyd. Praha: J. Vlček, 2003. 237 s. ISBN (brož.).
- [15] Elektrotechnická schémata a informace. [cit 2010]. Dostupné z: <<http://circuitos.cl.tripod.com/circuitos.htm>>

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Ústav zdravotnických studií



PŘÍLOHY BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

**Konstrukce přípravku pro měření biopotenciálů,
infračervený detektor srdečního tepu**

Jaroslav Procházka

Rozsah příloh bakalářské práce: 7 stran

A.1 Titulní stránka měřicího protokolu

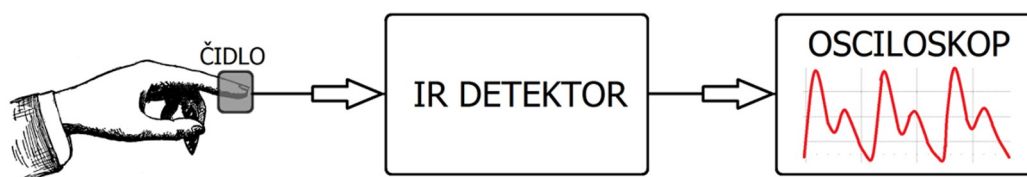
	TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI Ústav zdravotnických studií Studentská 2, Liberec, 461 17	
<h1>PROTOKOL MĚŘICÍ ÚLOHY</h1>		
<p>Název: _____</p> <p>Přípravek pro měření biopotenciálů, infračervený detektor srdečního tepu</p> <p>_____</p>		
JMÉNO STUDENTA(Ů):		DATUM MĚŘENÍ: DATUM ODEVZDÁNÍ:
ŠKOLNÍ ROK: ROČNÍK:	VYUČUJÍCÍ: Ing. Jiří Jelínek, Ph.D.	HODNOCENÍ:

A.2 První stránka měřicího protokolu

1. Abstrakt

Seznámení s principem funkce detekce křivky srdečního tepu za pomoci infračerveného (IR) světla. Zobrazení této křivky pomocí paměťového (digitálního) osciloskopu a změření jejích parametrů. Rozšíření schopností s prací na osciloskopu.

2. Uspořádání měřicí úlohy



3. Postup měření

1. Připojte detektor na požadované napětí, na osciloskopu nastavte největší rozsahy a připojte čidlo k detektoru.
2. Připevněte měřené osobě čidlo na prst pomocí suchého zipu. Tlak na prst musí být mírný, aby mohla krev měřeným místem volně protékat, ale zároveň musí senzor pevně držet na prstě.
3. Levým ladícím knoflíkem na IR detektoru naladíte pracovní bod tak, aby orientační LED dioda začala poblikávat v rytmu srdečního tepu měřené osoby. Pro lepší nastavení je lepší pohled zpřímá. Při úplném otočení po směru hodinových ručiček by neměla LED dioda svítit, citlivým otáčením opačným směrem by se měla postupně rozsvěcet. Pokud dioda svítí při plném otočení vpravo, není tkáň prstu dostatečně prosvětlena, použijte jiný senzor. Při měření mějte ruku i paži volně položenou a nataženou na stole, nevykonávejte zbytečné pohyby a sedte v klidu.
4. Pomocí pravého ladícího knoflíku pro imaginární zem doladíte vhodnou polohu křivky srdečního tepu v oblasti nuly osy X. Zároveň zmenšujete rozsah osy Y na osciloskopu tak, abyste dosáhly vhodného roztažení celé křivky.
5. Při dobrém zobrazení křivky srdečního tepu pozastavte detekci na osciloskopu a proveďte pomocí měřících funkcí osciloskopu změření frekvence a amplitudy křivky.
6. Měření znova 2x opakujte s dalšími čidly.
7. Shrňte a zhodnoťte změřené poznatky a napište závěr.

A.3 Druhá stránka měřicího protokolu

4. Technické parametry

Napájecí napětí 10-30V (Doporučeno 12V)

Příkon: cca. 1W

Výkon infra-LED diody čidel: 40mW (při konstantním $I=33\text{mA}$)

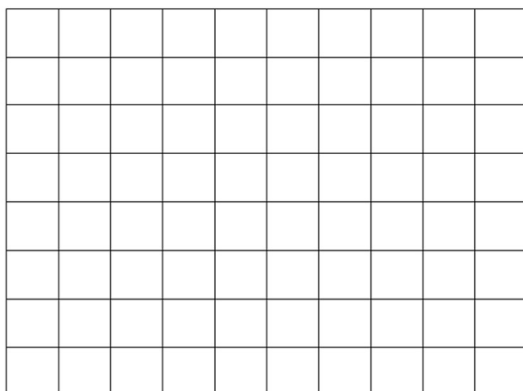
Snímací úhel infra-LED a infra-fototranzistoru v čidlech: 90-130°

Zesílení prvotního signálu: až 100x

5. Provedení měření

1. čidlo

Zakreslete průběh křivky srdečního tepu:



Nastavení osciloskopu

Vertical (VOLTS/DIV) :

Horizontal (TIME/DIV) :

Naměřené hodnoty

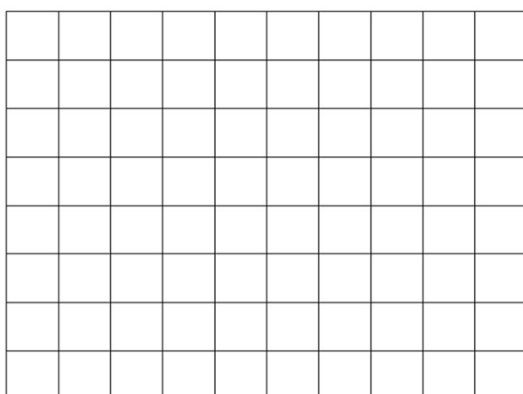
Amplituda:

Frekvence:

Tepová frekvence:

2. čidlo

Zakreslete průběh křivky srdečního tepu:



Nastavení osciloskopu

Vertical (VOLTS/DIV) :

Horizontal (TIME/DIV) :

Naměřené hodnoty

Amplituda:

Frekvence:

Tepová frekvence:

A.4 Třetí stránka měřicího protokolu

3. čidlo

Zakreslete průběh křivky srdečního tepu:

Nastavení osciloskopu

Vertical (VOLTS/DIV) :

Horizontal (TIME/DIV) :

Naměřené hodnoty

Amplituda:

Frekvence:

Tepová frekvence:

6. Shrnutí

.....

.....

.....

.....

.....

7. Závěr

.....

.....

.....

.....

.....

B.1 Vzor vypracované druhé stránky měřicího protokolu

4. Technické parametry

Napájecí napětí 10-30V (Doporučeno 12V)

Příkon: cca. 1W

Výkon infra-LED diody čidel: 40mW (při konstantním $I=33\text{mA}$)

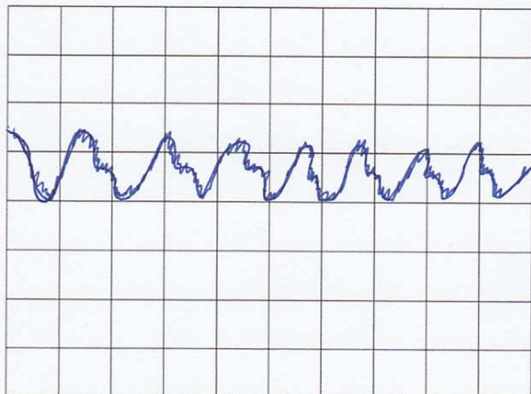
Snímací úhel infra-LED a infra-fototranzistoru v čidlech: 90-130°

Zesílení prvotního signálu: až 100x

5. Provedení měření

1. čidlo

Zakreslete průběh křivky srdečního tepu:



Nastavení osciloskopu

Vertical (VOLTS/DIV) : 50mV

Horizontal (TIME/DIV) : 500ms

Naměřené hodnoty

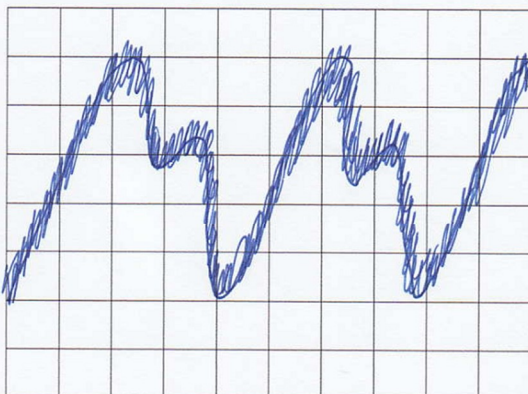
Amplituda: 75mV

Frekvence: 1,351Hz $T = 740\text{ms}$

Tepová frekvence: 81

2. čidlo

Zakreslete průběh křivky srdečního tepu:



Nastavení osciloskopu

Vertical (VOLTS/DIV) : 20mV

Horizontal (TIME/DIV) : 250ms

Naměřené hodnoty

Amplituda: 95mV

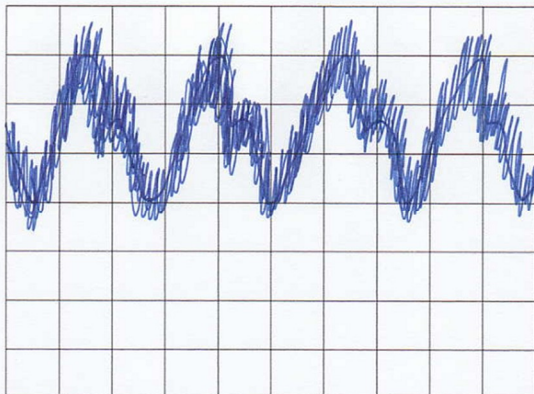
Frekvence: 1Hz $T = 1000\text{ms}$

Tepová frekvence: 60

B.2 Vzor vypracované třetí stránky měřicího protokolu

3. čidlo

Zakreslete průběh křivky srdečního tepu:



Nastavení osciloskopu

Vertical (VOLTS/DIV) : 50 mV

Horizontal (TIME/DIV) : 500 ms

Naměřené hodnoty

Amplituda: 180 mV

Frekvence: 0,85 Hz $T = 1200$ ms

Tepová frekvence: 50

6. Shrnutí

Kardi čidlo má na stejném člověku a stejném místě jiné vlastnosti.

Amplituda 3. měření je největším nameraným signálem.

Signál dosahoval pouze nepatrných rozměrů, při měření na osobě se stávkou prsty.

7. Závěr

Realizovali jsme si vyzkoušení principu snímkování srdečního tepu infračervenou metodou.

Detektor je velmi jednoduchý přístroj se snadnou obsluhou. Tato jednoduchost je ale vyloženě zanedbáním signálu.

Při měření jsme neměli na větších problémů.

C Příloha v elektronické formě – CD-ROM (vlepeno na zadních deskách)

Seznam příloh v elektronické formě

Soubor:	Typ:	Popis:
Plosny_spoj	*.png	Podklad pro výrobu tištěného spoje
Protokol – měřící úloha	*.pdf	Protokol měřící úlohy
Protokol_vypracovaný	*.pdf	Vzor vypracovaného protokolu z měření
Schema_kompletni	*.png	Kompletní schéma IR detektoru
Schema_zjednodusene	*.png	Zjednodušené schéma IR detektoru
Video	*.mov	Videoklip IR detektoru v provozu